

Université
de Toulouse

THÈSE

En vue de l'obtention du

DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

Délivré par :

Université Toulouse III - Paul Sabatier

Discipline ou spécialité :

Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Présentée et soutenue par
Philippe Dedieu

le 19 septembre 2011

Dynamique de coordination chez l'homme
De la coordination intra-membre à la coordination inter-membres

Membres du Jury

Benoit Bardy	Professeur, Université de Montpellier 1	Rapporteur
Manh-Cuong Do	Professeur, Université de Paris Sud 11	Rapporteur
Pierre Moretto	Professeur, Université de Toulouse 3	Examineur
Daniel Rivière	PU-PH, Université de Toulouse 3	Examineur
Elke Viehweger	MCU-PH, Université de Marseille	Examinatrice
Pier-Giorgio Zanone	Professeur, Université de Toulouse 3	Directeur de thèse

Ecole doctorale :

Comportement, Langage, Education, Socialisation, COgnition (CLESCO)

Unité de recherche :

Programme de Recherche Interdisciplinaire en Sciences du Sport et du Mouvement Humain
(PRISSMH) – EA 4561

Auteur : Philippe Dedieu

Titre : Dynamique de coordination chez l'homme. De la coordination intra-membre à la coordination inter-membres

Directeur de thèse : Pier-Giorgio Zanone

Discipline : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS)

Ecole Doctorale : Comportement, Langage, Education, Socialisation, Cognition (CLESCO)

Laboratoire : Programme de Recherche Interdisciplinaire en Sciences du Sport et du Mouvement Humain (EA-4561), Faculté des Sciences du Sport et du Mouvement Humain – Université de Toulouse III, Université Paul Sabatier

Résumé : La locomotion, comme tous les mouvements humains, implique l'organisation et le contrôle de l'ensemble des composantes du corps. Ce travail de thèse s'intéresse à la dynamique de coordination chez l'homme, qu'elle soit entre les articulations d'un même membre ou entre les articulations de membres différents. La première partie s'intéresse à la coordination intra-membre et aux effets de l'apprentissage ou d'antécédents traumatiques légers sur la dynamique de coordination. Les résultats mettent en évidence une stabilité importante de cette coordination avec des ajustements modérés liés aux modifications de contraintes par l'expertise lors de la course ou par les conséquences de lésions articulaires modérées. La seconde partie aborde la coordination entre les ceintures pelvienne et scapulaire lors de la locomotion et les effets de l'absence de participation des bras et de changement d'allure de déplacement. Les résultats montrent une grande flexibilité de cette coordination avec un basculement d'une coordination en anti-phase (considérée comme mature) vers une coordination en-phase en l'absence de participation des bras à la marche ou à la course. D'autre part, le passage de la marche à la course induit un renforcement de la coordination entre les ceintures avec une phase relative se rapprochant des valeurs canoniques. Enfin, la présence de patron en-phase dans la condition la plus spontanée de déplacement (marche avec balancement des bras) semble indiquer la possible bimodalité de cette coordination. La troisième partie aborde la coordination entre les quatre membres deux à deux et les conséquences des effets liés à la gravitation en fonction de la position des segments corporels. Si les principes directionnel et musculaire sont vérifiés lorsque les groupes musculaires agonistes sont sollicités en priorité, ils ne peuvent expliquer l'absence de patron de coordination préférentiel lorsque les membres sont soumis de façon symétrique aux effets gravitationnels. La précision et la stabilité des patrons de coordinations apparaissent identiques voire améliorées lorsque les muscles agonistes et antagonistes sont sollicités de façon symétrique. Nous avons ainsi montré que la coordination intra-membre apparaissait comme étant très stable au point que sous l'effet de contraintes elle ne changeait pas de patron de coordination. En revanche, la coordination inter-membre, en particulier entre les ceintures pelvienne et scapulaire, apparaît beaucoup plus flexible permettant une meilleure adaptation aux modifications de contraintes.

Mots clés : Locomotion ; Théorie des patrons dynamiques ; Coordination motrice ; Coordination inter-ceintures

Abstract: Locomotion, as every human movement, implies an organization and the control of all the body limbs. The aim of the present thesis is to study human intralimb and interlimb coordination. Intralimb coordination is first studied through the effects of learning and through of previous moderate joint traumas. Results show that coordinative stability is maintained through moderate adjustments in the dynamic of coordination. Intergirdle coordination while walking and running with or without arm oscillation is then studied. Results show coordinative flexibility with possible transition from anti-phase coordination (considered as mature) to in-phase coordination when the arms are interlocked over the chest. Moreover, change of gait pattern (from walking to running) entails more canonical values for relative phase. Surprisingly, the presence of in-phase patterns in the most usual anti-phase coordination suggests a bimodality of coordination. Finally, interlimb coordination between the four limbs studied by pairs is studied, particularly the consequences of gravitational forces on the interlimb coordination. If both directional and muscular principles are confirmed in a usual condition when most work is accomplished by anti-gravitational muscular groups, they cannot explain the lack of preferential pattern when ant-- and agonist muscles are involved in a fairly symmetric fashion. In this situation, coordination patterns are more accurate and stable. Intralimb coordination seems to be stable despite modifications in the constraints whereas interlimb coordination is more flexible, particularly intergirdle coordination, a prerequisite for better adaptation.

Mots clés : Locomotion ; Dynamic pattern theory ; Motor coordination ; Intergirdle coordination

Ce travail de thèse a été réalisé au sein du « Programme de Recherche Interdisciplinaire en Sciences du Sport et du Mouvement Humain » (EA 4561) à la Faculté des Sciences du Sport et du Mouvement Humain à l'Université de Toulouse III-Université Paul Sabatier.

Je remercie le Professeur Pier-Giorgio Zanone qui m'a accueilli au sein du laboratoire et a accompagné et dirigé mon travail.

Je remercie les Professeurs Benoit Bardy et Manh Cuong Do qui m'ont fait l'honneur d'expertiser ce manuscrit ainsi que les Professeurs Pierre Moretto et Daniel Rivière et le Docteur Elke Viehweger qui ont accepté d'être membres de mon jury de thèse.

Je remercie l'ensemble des membres du laboratoire.

Je remercie les doctorants (actuels et anciens, devenus maintenant Docteurs).

Enfin, je remercie mes proches, famille et amis, qui m'ont accompagné dans ce projet.

Et, bien plus qu'un merci, je dois à Martine, mon épouse, à Bertrand et Antoine, nos enfants, d'avoir pu réaliser cette thèse dans les meilleures conditions affectives et matérielles.

Table des matières

Introduction

1. Introduction	p. 1
2. Bref historique sur l'étude de la locomotion	p. 1
2.1 L'héritage grec	p. 1
2.2 Vers une approche mécanique de la locomotion	p. 2
2.3 Les apports de la photographie dans une prise en compte globale du mouvement	p. 3
2.4 Marey : d'une trace, décrire le mouvement	p. 4
2.5 Vers une meilleure connaissance du corps en mouvement	p. 8
3. Une description de la locomotion	p. 11
3.1 Différents niveaux descriptifs	p. 11
3.2 Niveau de description cinématique	p. 12
3.3 Niveau de description cinétique	p. 13
3.4 Niveau de description musculaire	p. 14
3.5 Premier bilan	p. 16
4. La question des degrés de liberté	p. 17
5. Le problème de la maîtrise des Degrés de Liberté : Bernstein	p. 19
6. Premiers éléments de réponse : Erich von Holst	p. 21
7. Organisation et contrôle du mouvement : plusieurs approches	p. 23
7.1 La théorie des réflexes ou « béhaviorisme »	p. 23
7.2 La théorie hiérarchique du contrôle moteur	p. 25
7.3 La notion de Programme Moteur Généralisé	p. 27
7.4 Des réponses insuffisantes	p. 28
8. L'activité motrice au regard des systèmes complexes auto-organisés	p. 28
8.1 Deux niveaux d'analyse	p. 29
8.2 Un comportement auto-organisé	p. 29
8.3 Les systèmes complexes	p. 30
9. Des systèmes complexes à la Théorie des Patrons Dynamiques	p. 32
9.1 Structure coordinative - structure dissipative	p. 32
9.2 La coordination comme phénomène auto-organisé	p. 33
9.2.1 L'expérience de Bénard	p. 33
9.2.2 L'expérience de Hoyt et Taylor	p. 35
9.2.3 Une description macroscopique du comportement	p. 36
9.2.4 Des variables descriptives originales	p. 37
9.3 La coordination : une dynamique spontanée	p. 39
9.4 Questions de stabilité	p. 39
9.5 Stabilité – flexibilité	p. 41
10. La locomotion, entre stabilité et flexibilité	p. 41
10.1 Unité fonctionnelle « passagère » - unité fonctionnelle « locomotrice »	p. 42
10.2 Unités fonctionnelles ou sous systèmes du corps en mouvement	p. 42
10.3 L'unité fonctionnelle « locomotrice » en tant que système auto-organisé	p. 42

10.4 Unité fonctionnelle « passagère » - unité fonctionnelle « locomotrice » en tant que sous systèmes interagissant	p. 43
10.5 Principes sous jacents à la coordination et contraintes topographique et musculaire	p. 45

Chapitre 1 Coordination intra-membre

1. Contraintes agissant sur l'interaction des composants du système neuro-musculo-squelettique	p. 47
2. Coordination interarticulaire au sein d'un même membre	p. 48
2.1 La phase relative comme mesure valide de la coordination interarticulaire au sein d'un même membre	p. 48
2.2 Application aux membres inférieurs	p. 49
3. L'orthèse plantaire : une manifestation d'une contrainte externe	p. 49
3.1 Effets de l'orthèse plantaire sur le pattern d'activation musculaire	p. 50
3.1.1 Protocole expérimental et traitement des données	p. 50
3.1.2 Protocole expérimental et traitement des données musculaires et cinématiques	p. 51
3.3 Effet de l'orthèse plantaire sur la coordination entre la cheville et le genou à la marche	p. 52
4. Effets de l'apprentissage sur la coordination interarticulaire des membres inférieurs durant la course	p. 53
4.1 Le geste sportif en tant que geste appris	p. 53
4.2 La course en tant que mouvement spécifique	p. 55
4.3 Etude de la locomotion au travers de la coordination interarticulaire	p. 55
4.4 Matériel et méthode	p. 56
4.4.1 Sujets	p. 56
4.4.2 Protocole	p. 56
4.4.3 Traitement des données	p. 57
4.5 Résultats	p. 58
4.5.1 Paramètres de la foulée	p. 58
4.5.2 Durée des différentes phases de la foulée selon le cycle de Philippon simplifié	p. 58
4.5.3 Evolution de la coordination inter-articulaire	p. 58
4.5.3.a. Coordination entre la cheville et le genou	p. 58
4.5.3.b. Coordination entre la cheville et la hanche	p. 59
4.5.3.c. Coordination entre le genou et la hanche	p. 59
4.5.3.d. Variabilité moyenne inter-essais de la phase relative par phases	p. 60
4.5.4 Valeur angulaire moyenne des articulations du membre inférieur	p. 64
4.5.5 Amplitude angulaire moyenne des articulations du membre inférieur	p. 64
4.5.6 Evolution angulaire des articulations au cours de la foulée	p. 65
4.6 Discussion	p. 68
5. Influence d'antécédents d'entorse de la cheville sur la coordination interarticulaire de la jambe lors d'un saut unipodal	p. 70
5.1 Les entorses de la cheville : pathologie fréquente aux nombreuses récides	p. 71
5.2 Matériel et méthode	p. 72
5.2.1 Participants	p. 72
5.2.2 Description de la tâche	p. 72
5.2.3 Protocole expérimental	p. 73
5.2.4 Recueil des données	p. 73
5.2.5 Traitement des données	p. 74

5.3 Résultats	p. 74
5.3.1 Amplitude articulaire	p. 75
5.3.2 Phase relative	p. 75
5.3.3 Valeur absolue de la phase relative	p. 75
5.4 Discussion	p. 76
5.5 Conclusion	p. 78
6. Conclusion intermédiaire	p. 79

Chapitre 2 Coordination inter-ceintures

1. Introduction	p. 82
2. Coordination inter-segmentaire lors de la locomotion	p. 82
2.1 Effet de pathologies ou de conditions particulières sur la coordination entre les ceintures pelvienne et scapulaire	p. 82
2.2 Le rôle des bras lors de la locomotion humaine	p. 85
2.3 Etablissement du patron usuel de coordination entre les ceintures pelvienne et scapulaire	p. 88
3. Matériel et méthode	p. 90
4. Résultats	p. 91
4.1 Paramètres de marche	p. 91
4.2 Distribution fréquentielle de la phase relative	p. 92
4.3 Effet combiné Bras et Vitesse	p. 92
4.4 Effet des Bras seuls	p. 93
4.5 Effet de la Vitesse seule	p. 94
4.6 Modalité des distributions fréquentielles	p. 94
4.7 Moyenne de la phase relative	p. 97
5. Discussion	p. 97

Chapitre 3 Coordination inter-membres

1. Introduction	p. 104
2. Principes sous-jacents à la coordination	p. 104
3. Méthode	p. 106
3.1 Protocole expérimental	p. 107
3.2 Traitement du signal	p. 108
3.3 Détermination des patrons	p. 108
3.4 Traitement des données qualitatives	p. 110
3.5 Traitement des données quantitatives	p. 110
3.6 Temps de relaxation	p. 110
3.7 Points d'ancrages	p. 110
4. Résultats	p. 111
4.1 Segments homologues	p. 111
4.1.1 Patrons spontanément réalisés	p. 111
4.1.2 Phase relative	p. 112
4.1.3 Variabilité intra-sujet	p. 114
4.2 Segments ipsilatéraux	p. 114
4.2.1 Patrons spontanément réalisés	p. 114
4.2.2 Phase relative	p. 117

4.2.3 Variabilité intra-sujet	p. 118
4.3 Segments controlatéraux	p. 118
4.3.1 Patrons spontanément réalisés	p. 118
4.3.2 Phase relative	p. 121
4.3.3 Variabilité intra sujets	p. 122
4.4 Temps de relaxation	p. 123
4.5 Répartition des points d’ancrage	p. 123
5. Discussion	p. 127
<u>Conclusion</u>	p. 135
<u>Références bibliographiques</u>	p. 139

Introduction

1. Introduction

Alors que de nombreuses théories avaient envisagé l'évolution de l'Homme par la prééminence presque exclusive du cerveau, André Leroi-Gourhan (1964, p. 42) suggère que « le cerveau a profité des progrès de l'adaptation locomotrice, au lieu de les provoquer ». En cela, « la locomotion (est) considérée ici comme le fait déterminant de l'évolution biologique (...) ». Précisant cette approche quelques années plus tard et s'interrogeant sur le contenu de l'ethnologie, il rappelle que tout enseignement sur l'homme doit l'appréhender autant dans ses aspects physiques que dans ses aspects sociaux, en particulier au regard de l'évolution technique qui a accompagné l'évolution humaine. Aussi, « l'organisation fonctionnelle des Êtres vivants implique une coordination très hautement harmonisée entre les organes de relation qui informent l'être vivant, les organes de préhension qui assurent son acquisition alimentaire et le dispositif locomoteur qui lui permet l'exploration du milieu extérieur » (1986, p. 70). C'est bien ainsi que nous considérons la nature et le rôle de la locomotion. Mais c'est également ainsi que nous considérons plus généralement le comportement moteur. L'organisation physique du mouvement nécessite la mise en œuvre ordonnée dans le temps et dans l'espace de l'ensemble des composants corporels en relation avec la tâche et le milieu, de sorte que les nombreux éléments qui composent le système neuro-musculo-squelettique puissent agir ensemble de façon précise (réaliser l'action), efficace (la mener à bien) et efficiente (avec une dépense énergétique minimale). C'est la problématique de la coordination entre les segments corporels à l'intérieur d'un membre et celle entre les membres qui est l'objet de cette thèse, dans des contextes variés comme le saut unipodal, la locomotion, la course et la coordination quadrupède. La question est de savoir s'il existe des principes généraux de coordination qui sous-tendent les facultés d'adaptation du comportement moteur coordonné. Dans cette introduction, nous nous centrerons sur la locomotion, tant elle représente le parangon d'une coordination flexible et adaptée.

2. Bref historique sur l'étude de la locomotion

2.1 L'héritage grec

Au cours des siècles, l'étude de la locomotion a tenté de mieux comprendre cette organisation entre les composantes du système neuro-musculo-squelettique. Cet intérêt a évolué parallèlement aux moyens d'investigation disponibles qui ont ainsi contribué à répondre aux

questions posées et à susciter de nouveaux questionnements. Au cours de l'Antiquité, Aristote (384-322 av. J.-C.) a décrit la locomotion humaine et animale à partir d'observations. Il suggère que pour réaliser un mouvement, il est nécessaire qu'il y ait est un élément mobilisé et un élément mobilisateur. L'élément mobilisé est visible, observable, quand l'élément mobilisateur -l'esprit, pour Aristote- ne l'est pas. Il s'intéresse aussi à la coordination qu'il perçoit comme étant une caractéristique essentielle du mouvement (Aristote, -350). Hippocrate (460-370 av. J.-C.) s'est interrogé pour sa part sur la capacité du corps à s'adapter à des situations nouvelles consécutives à des blessures. Il observe ainsi « les attitudes que prennent nécessairement ceux qui sont affectés d'une luxation en dedans non réduite » et suggère que « ce n'est pas qu'ils recherchent avec préméditation les attitudes les plus commodes, mais c'est la lésion même qui leur apprend à choisir les plus commodes dans leur conformation présente » (Hippocrate, -400/2001, p 52).

2.2 Vers une approche mécanique de la locomotion

Bien plus tard, Johannes Borelli (1608-1679), disciple de Galilée, marque les débuts d'une mesure et d'une analyse quantitative du mouvement humain à partir d'une approche mécanique (Figure n°1). Il estime, à partir de tâches simples, les forces développées par les groupes musculaires impliqués. Il évoque la capacité des muscles à accumuler et à restituer de l'énergie. Il est partisan d'une vision iatromécanique de l'homme : l'homme est une machine que l'on peut réduire à des phénomènes mécaniques. Beaucoup considèrent ses travaux comme le point de départ de l'étude biomécanique de la locomotion (Jouffroy, Ishida, & Jungers, 1983; Medved, 2001).

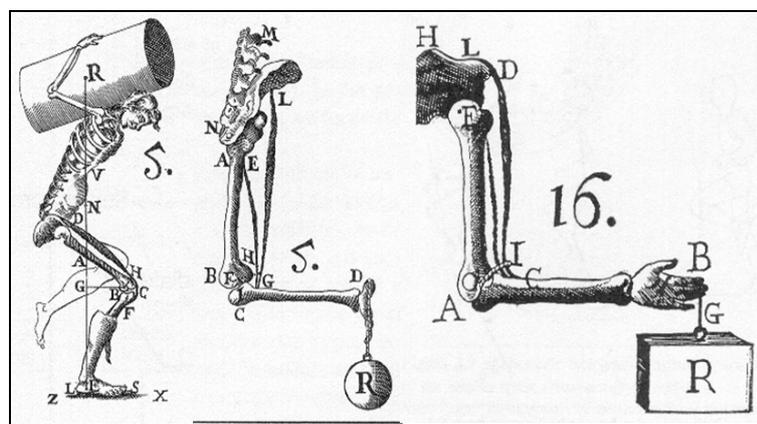
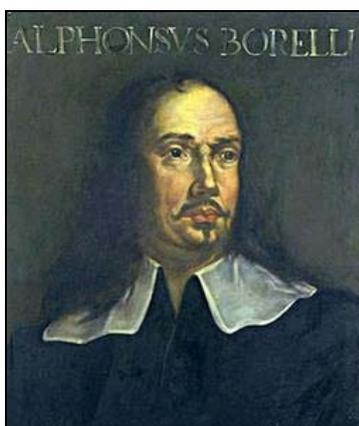


Figure n°1

2.3 Les apports de la photographie dans une prise en compte globale du mouvement

La découverte de la photographie en 1839 va permettre de franchir une nouvelle étape dans la compréhension de la locomotion. Les travaux d'Eadweard Muybridge, photographe à San Francisco, vont susciter un grand intérêt dans la façon d'appréhender objectivement le mouvement. Sa contribution va débiter avec la commande originale de l'ancien Gouverneur de Californie, Leland Stanford. Ce dernier a eu connaissance des travaux du physiologiste français Etienne-Jules Marey sur la locomotion des chevaux. A l'aide d'un *chronographe* (instrument de sa conception permettant d'enregistrer les appuis au sol), ce dernier avait montré qu'il existe un temps de suspension, sans aucun appui au sol, lors du galop (Marey, 1873/1993 ; voir plus bas, 2.4). Cette découverte ne manque pas d'intriguer et Leland Stanford, propriétaire de chevaux de course, qui demande à Muybridge de vérifier cette découverte à l'aide de la photographie (Dagognet, 1987). Grâce à une méthode originale de prise de vues, ce dernier confirme les découvertes de Marey (Figure n°2). Eadweard Muybridge, généralisant ensuite cette technique à la locomotion d'autres animaux mais aussi des humains, va collaborer avec le médecin Francis X. Dercum en 1884 dans le cadre d'études cliniques menées sur la marche pathologique. Ces travaux vont permettre de visualiser les conséquences motrices de troubles de la coordination musculaire chez des patients ataxiques (Marks, Allen, & Dercum, 1888; Medved, 2001) (Figure n°3). Cependant, en comparaison avec les travaux d'Etienne-Jules Marey, l'approche d'Eadweard Muybridge est perçue comme plus artistique que scientifique : « Si on la compare avec les protocoles rigoureux du physiologiste français, il est difficile de comprendre en quoi l'œuvre du photographe américain correspond à un projet scientifique proprement dit – c'est à dire à une démarche analytique, systématique, précise, objective et désintéressée » (Braun, 2011).

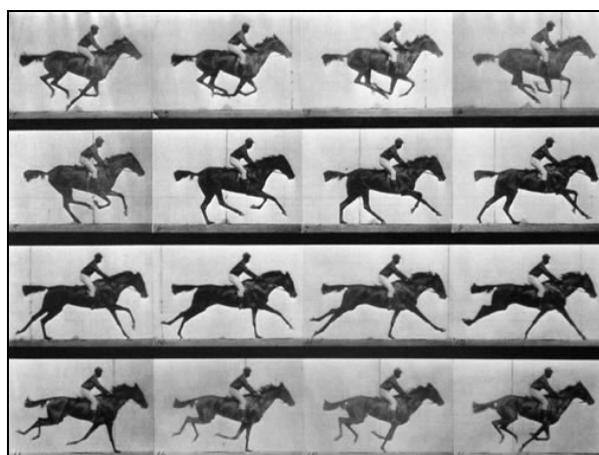


Figure n°2



Figure n°3

2.4 Marey : d'une trace, décrire le mouvement

Il convient de s'attarder sur la contribution d'Etienne-Jules Marey à l'étude du mouvement et en particulier à sa représentation visuelle. « Les images de Marey fixent objectivement ce que le dessin puis le cliché figent subjectivement. (...) Véritables empreintes digitales, la trace laissée par les parties de corps constitue un nouveau moyen d'appréhender l'individu, de l'extérieur vers l'intérieur » (Pozzo, 2003, p. 11). Marey s'applique à décrire le mouvement observé par des tracés dans lesquels il devient d'abord visible, pour ensuite être lisible et enfin intelligible (Dagognet, 1987, p. 35). Il développe ainsi une véritable notation du mouvement qui va permettre de visualiser différents modes de locomotion et aussi les transitions entre ces modes. Il décrit en particulier des modifications de coordination entre les membres des chevaux comme un signe du passage d'une allure à une autre (Marey, 1873/1993, p.179) (Figure n°4). N'ayant pas les outils théoriques et conceptuels pour expliquer ces modifications, il s'en tient au niveau de la description d'un changement de comportement. Près d'un siècle plus tard, à partir des travaux d'Hoyt et Taylor (1981), un certain nombre d'explications seront apportées à ces phénomènes (voir plus bas 9.2.).

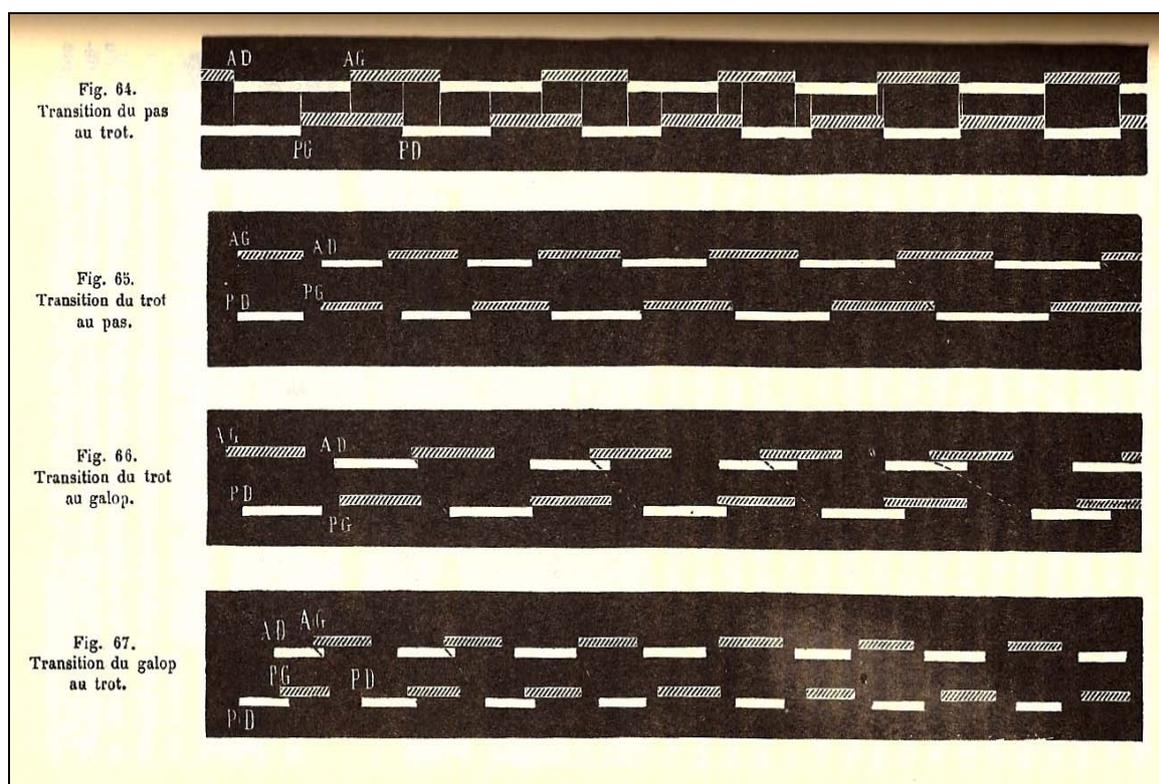


Figure n°4

Reprenant les idées de Borelli (1608-1679), Marey dépasse, par l'observation et l'analyse, la déduction par seule analogie de structure pour intégrer dans la compréhension du mouvement l'analyse de la fonction. S'il admet que les mouvements humains sont descriptibles en termes mécaniques, il rappelle cependant que les causes du mouvement sont liées à la nature même de l'homme et qu'on ne peut le comparer entièrement à une machine (Dagognet, 1987). Lors de sa leçon inaugurale au Collège de France, il affirme ses convictions : « La fonction du mouvement est complexe. Lorsque par exemple nous étendons le doigt et que nous examinons la série des actes qui ont dû se produire pour amener le résultat voulu, nous trouvons au début l'acte de la volonté ou acte psychique, la transmission de cette volonté, acte nerveux, la contraction du muscle, acte musculaire, enfin le mouvement de l'organe, acte mécanique. Dans quel ordre étudier ces manifestations ? (...) Les physiologistes de notre temps remontent l'ordre des manifestations (...) pour l'élever progressivement aux plus délicates et aux plus cachées » (cité par A. Berthoz dans l'avant-propos, p. 13, de la réédition de Marey, 1894/2002). Attaché à l'observation objective et à la compréhension des mouvements humains, comprenant aussi bien la locomotion que les « mouvements internes » comme la circulation sanguine, il indique que l'on ne peut constater « que deux manifestations de la vie : celles qui sont intelligibles pour nous, qui sont toutes d'ordre physique ou chimique, et celles qui ne sont pas intelligibles » (Marey, 1867, cité dans Dagognet, 1987, p.87). Dans ce processus d'observation afin de comprendre, il n'hésite pas à utiliser, de façon combinée, des analyses cinématiques (obtenues par chronophotographie), cinétiques ainsi que des données sur l'activité électrique des muscles (voir Pociello, 1999, p. 163).

Vus avec plus d'un siècle de recul, les travaux de Marey sont novateurs et précurseurs à plus d'un titre. Physiologiste, il se distingue de ses pairs en plaidant pour une étude de la « mécanique humaine » qui ne soit pas isolée de son contexte. Alors que le courant de pensée « vitaliste », remis en avant à la fin du 18^{ème} siècle par le médecin montpelliérain Paul-Joseph Barthez, tend à dissocier la « fonction » de la « structure » et tient ainsi l'étude de la morphologie pour négligeable, Marey la considère au contraire comme fondamentale : « La notion anatomique éclaire la notion physiologique » (Dagognet, 1987, p. 47). De même, Marey se distingue très nettement, et parfois par des propos virulents, de Claude Bernard. Ce dernier, considéré comme le fondateur de la « médecine expérimentale », prône une démarche vers la connaissance de la physiologie humaine basée sur l'expérimentation, en particulier la dissection (Figure n°5). Dès sa deuxième leçon au Collège de France, Marey précise que « tandis que la dissection nous apprend certains détails de l'organisation, elle nous

tromperait, au contraire, en détruisant la disposition normale des parties, si nous n'avions des moyens d'étudier *in situ* les appareils vivants » (Marey, 1867, p. 30). En 1882, il crée la Station Physiologique du Parc des Princes (Figure n°6), laboratoire rattaché à sa chaire du Collège de France (chaire d'histoire naturelle des corps organisés) (Malthête, 2003). Au sein de la Station, Marey va s'employer à étudier le mouvement dans une approche la plus naturelle possible. Il va développer une méthode d'analyse rigoureuse basée sur une trace, méthode qui ne fait pas appel aux sensations, jugées subjectives (Dagognet, 1987, p. 56).



Figure n°5

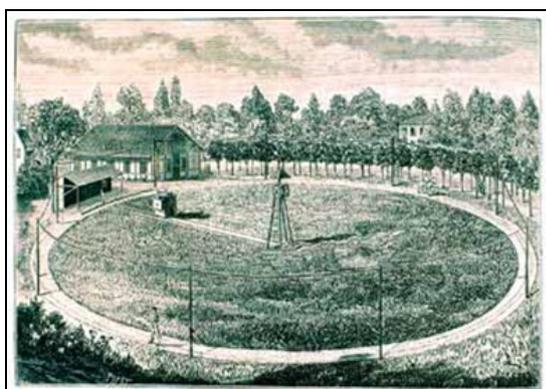


Figure n°6

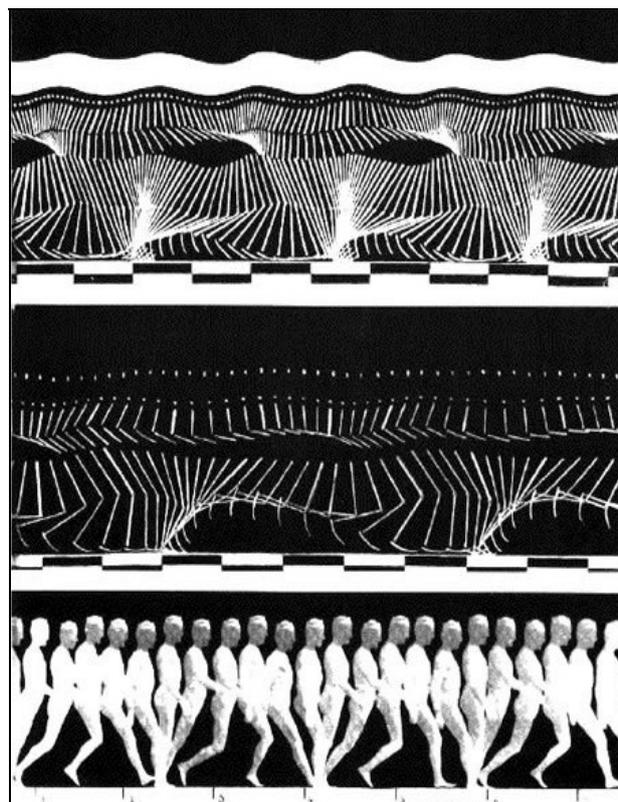


Figure n°7

Ces nombreux travaux ont entraîné une suite riche et nombreuse. Ainsi, on ne peut passer sous silence le travail de Georges Demeny, longtemps associé à Marey au sein de la Station Physiologique du Parc des Princes. Il va participer activement à la conception d'outils de mesure dont le *phonoscope* et le *fusil chronophotographique*. Issu du monde de l'éducation physique, il va contribuer à une ébauche de la compréhension du mouvement complexe et son apprentissage par l'étude du mouvement (Demeny, 1924/1993).

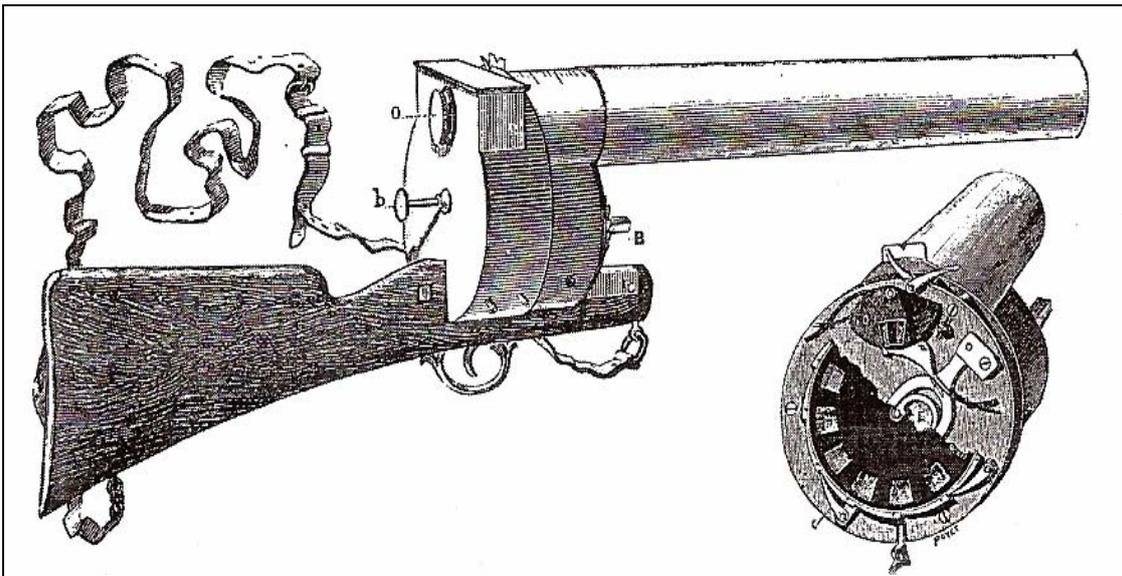


Figure n°8

Alors que le lien entre eux est moins connu, Maurice Philippson, à qui Marey avait confié des enregistrements chronophotographiques (Clarac, 2008), a pour sa part étudié finement la locomotion et a proposé une décomposition des différentes phases du cycle de marche : il les définit comme F (flexion du genou lors de la phase oscillante), E1 (extension du genou lors de la phase oscillante), E2 (extension isocinétique du genou lors de l'appui unipodal) et E3 (extension du genou lors de la phase de poussée) (Philippson, 1905) (Figure n°9). Une grande partie de son travail a porté sur le contrôle de la locomotion par le système nerveux.

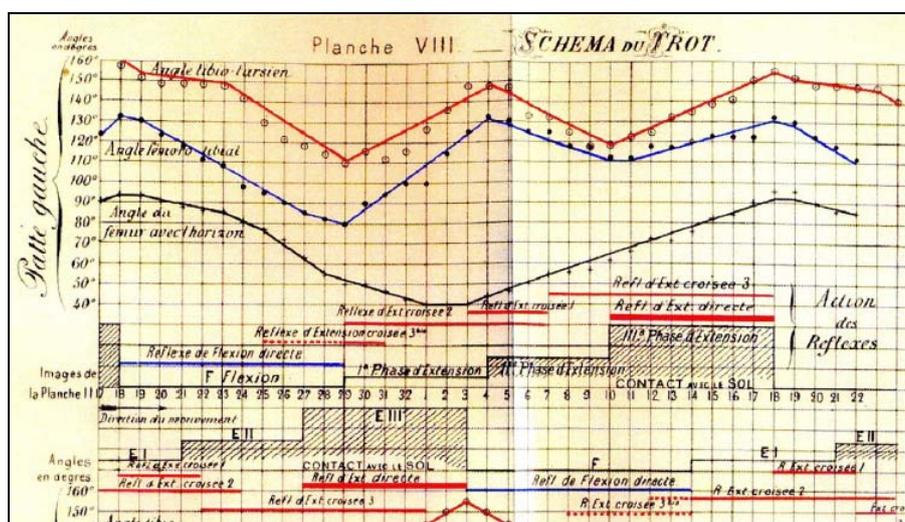


Figure n°9

2.5 Vers une meilleure connaissance du corps en mouvement

Contemporains de Marey, Wilhelm Braune (1830-1892), anatomiste, et Otto Fisher (1861-1917), physicien, permettent une avancée importante dans l'étude du mouvement. Ils abordent le corps humain comme un ensemble poly-articulé dont les composants interagissent de façon dynamique et dont l'analyse doit s'effectuer dans les trois dimensions de l'espace (Medved, 2001). L'utilisation de marqueurs corporels leur permet une analyse très précise de la cinématique. Des « tubes de Geissler » sont fixés sur les différents segments corporels et émettent des flashes de lumière à une fréquence de 26 Hz. Les sujets sont alors filmés dans le noir, ce qui permet de déterminer les séquences des mouvements du corps sous forme de « bâtons » (Figure n°10). Associée à des études menées sur l'inertie des segments corporels, Braune et Fisher ont trouvé une méthode d'analyse basée sur la dynamique inverse : déduire de l'observation et de l'analyse du comportement les forces internes en jeu. Ces travaux permettent en particulier de préciser l'activité musculaire lors de la phase oscillante de la marche et le rôle complémentaire des muscles agonistes et antagonistes.

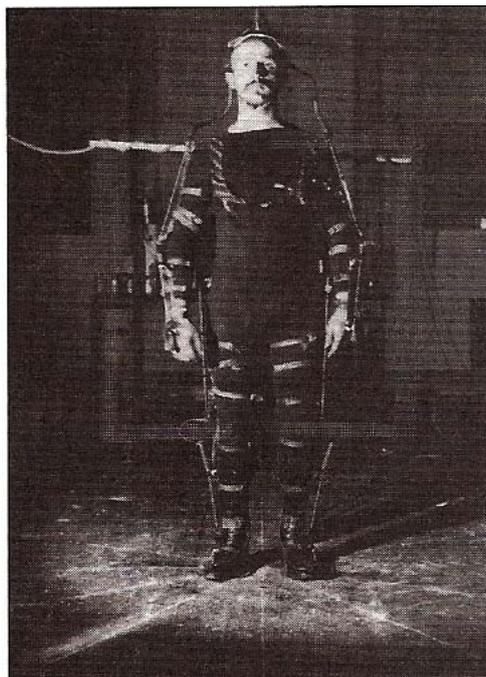


Figure n°10

De son côté, Herbert Elftman (Elftman, 1938) met en avant l'effet des forces externes sur le déroulement de la marche, en particulier la force de réaction du sol. Elle va être visualisée et quantifiée grâce à une plateforme de force de sa conception (Figure n°11). Il va aussi être un des premiers scientifiques à proposer une description du rôle des bras lors de la marche dans

un article qui fera référence pendant de nombreuses années (Elftman, 1939). Ses nombreux travaux, souvent en lien avec l'appareillage et la rééducation des invalides de guerre, font de lui un des auteurs marquants dans l'avancée des connaissances sur la marche.

Si, au cours des siècles précédents, l'intérêt pour l'étude de la locomotion ne s'est jamais démenti avec la contribution des plus grands scientifiques, plusieurs facteurs importants ont contribué à une accélération des connaissances au cours du 20^{ème} siècle.

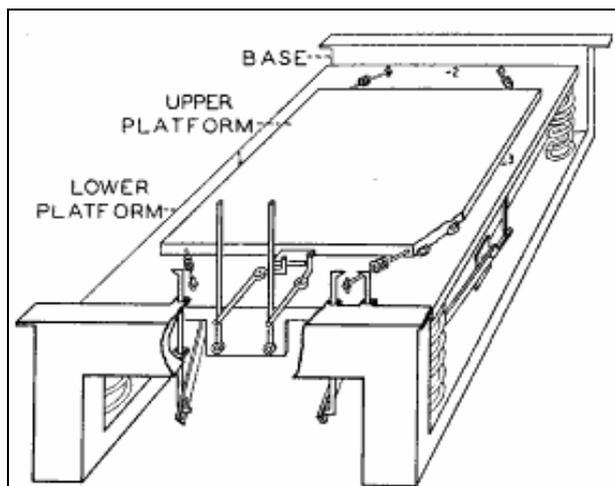


Figure n°11



Figure n°12

Tout d'abord, le facteur matériel a joué un rôle essentiel. Le développement technique, dans sa capacité de calcul accrue et dans sa miniaturisation, a facilité la création d'outils de mesure et d'investigation extrêmement précis. Le fusil chronophotographique de Marey et Demenÿ pouvait capter moins de 12 images par seconde (Dagognet, 1987, p. 117 ; Marey, 1894/2002, p. 74), quand une caméra numérique standard permet actuellement d'enregistrer 25 images par seconde. Conscient de cette limite, Marey rappelle dans sa deuxième leçon au Collège de France que « nous considérons en général comme instantanés des phénomènes qui n'occupent qu'un temps plus court qu'une demi-seconde ou qu'un quart de seconde. Pour la même raison, nous croyons au synchronisme de deux actes qui se suivent à court intervalle » (Marey, 1867, p. 33). La possibilité technique de distinguer cette différence de temps a permis de déterminer avec une plus grande précision et fiabilité les différentes phases d'un cycle de marche et d'éviter, comme le proposait Marey, de considérer comme synchrones des événements en fait distincts.

Le second facteur concerne le développement thérapeutique lié aux soins réalisés aux anciens combattants et aux vétérans des divers conflits armés qui ont émaillé le 20^{ème} siècle. Devant la

nécessité d'appareiller avec des prothèses ces nombreux invalides, il était primordial de bien connaître les contraintes subies par l'appareil locomoteur lors de la marche (Figure n°12). Enfin, le développement de la chirurgie orthopédique a nécessité une meilleure connaissance de la locomotion afin d'envisager des thérapeutiques adaptées à la marche pathologique. En 1953, Saunders propose d'utiliser la cinématique, la cinétique et l'enregistrement électro-myographique afin de déterminer les facteurs déterminants de la marche, au nombre de six : rotation pelvienne, oscillations verticales du bassin dans le plan frontal, flexion du genou et de la hanche, déplacements latéraux du bassin et interaction entre la cheville et le genou. Parmi ces six facteurs, le dernier évoque la nécessaire coordination des deux articulations distales du membre inférieur afin de limiter les oscillations du centre de gravité dans le plan sagittal (Saunders, Inman, & Eberhart, 1953). A la suite de Saunders, les apports conjoints de cliniciens ou d'ingénieurs en biophysique ont développé l'analyse du mouvement à travers différents paramètres spatio-temporels, cinématiques, cinétiques et électro-myographiques. Nous pouvons citer parmi eux Jacqueline Perry qui a subdivisé le cycle de marche en huit phases distinctes et a proposé un patron d'activation musculaire de la marche normale (Perry & Burnfield, 2010) (Figure n°13), James Gage qui a standardisé l'analyse quantifiée de la marche à des fins diagnostiques au sein du Gillete Children's Hospital (Gage, Schwartz, Koop, & Novacheck, 2009; Perry & Burnfield, 2010), Gordon Rose qui a contribué à la visualisation de la réaction du sol lors de la marche par image vidéo (Tait & Rose, 1979) ou David Winter, un des pontes de la biomécanique actuelle, qui a tenté de faire un lien entre cinématique, cinétique et enregistrement électro-myographique dans un souci de lecture globale du mouvement. Ce dernier évoque dès le titre de son ouvrage (« Biomechanics and Motor Control of Human Movement ») le nécessaire contrôle de l'ensemble des composants du corps humain afin de réaliser un mouvement (Winter, 1995) .

L'ensemble de ces travaux a permis une description précise de la locomotion et une compréhension approfondie des mécanismes en jeu.

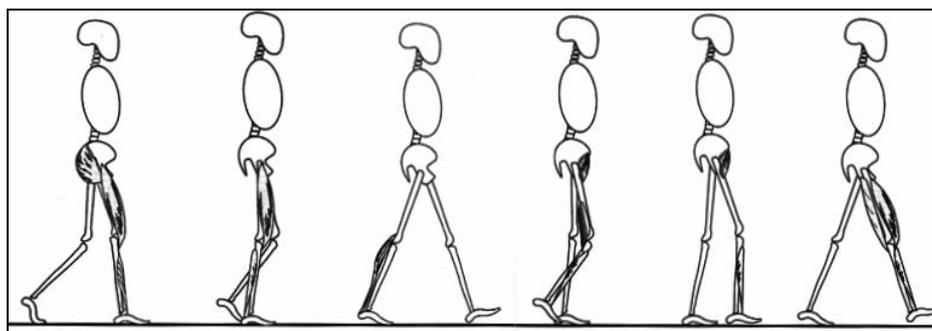


Figure n°13

3. Une description de la locomotion

La marche se caractérise par une alternance d'appui et d'oscillation de chacun des deux pieds. L'appui désigne la période pendant laquelle le pied est au contact du sol, alors que l'oscillation est la période pendant laquelle le membre inférieur progresse vers l'avant sans être en contact avec le sol. L'aspect cyclique de ces événements permet d'isoler un cycle de marche, globalement comparable à ceux qui le précèdent ou à ceux qui le suivent. La précision instrumentale a facilité la décomposition temporelle et fonctionnelle des différentes phases d'un cycle de marche.

Lors de la marche, les mouvements se déroulent dans les trois plans de l'espace. Cependant, la plupart d'entre eux ont lieu dans le plan sagittal qui sert de référence, en particulier pour déterminer les différentes phases du cycle de marche. Cette décomposition est aujourd'hui communément admise et se réfère au pourcentage relatif du cycle de marche (Perry & Burnfield, 2010).

3.1 Différents niveaux descriptifs

Le premier niveau de description de la marche est le niveau spatio-temporel. Le cycle de marche est décrit en termes de longueur et de durée. Il est possible de préciser la durée de la phase d'appui unipodal, la durée de la phase d'oscillation ou la durée des deux phases de double appui.

Prenant pour exemple le membre inférieur droit lors du double appui antérieur, il est possible de se contenter d'un constat à un niveau élémentaire de description: les deux pieds sont en appui au sol (Figure n°14). En précisant davantage le déroulement temporel de ce temps de double appui, il est possible de préciser qu'il commence avec le contact du talon au sol et se termine avec le décollement des orteils du pied contralatéral. Cette période de double appui correspond au « contact initial » et à la « mise en charge ». Les enjeux fonctionnels sous-jacents sont la stabilité de l'appui et le transfert de charge du côté dont le pied va quitter le sol vers le côté dont le pied vient de rentrer en contact avec le sol. A un niveau supplémentaire de description, il est possible de décrire le comportement des articulations du membre considéré. Ainsi, lors du contact initial (début du double appui), la cheville est en position neutre, le genou est en quasi extension, la hanche est fléchie, le pied est en légère supination et la

hanche est en rotation externe. A la fin de la mise en charge, la cheville est en flexion plantaire modérée, le genou est en extension et la hanche est en légère flexion ; toute la face plantaire du pied est en appui au sol (Figure n°14).

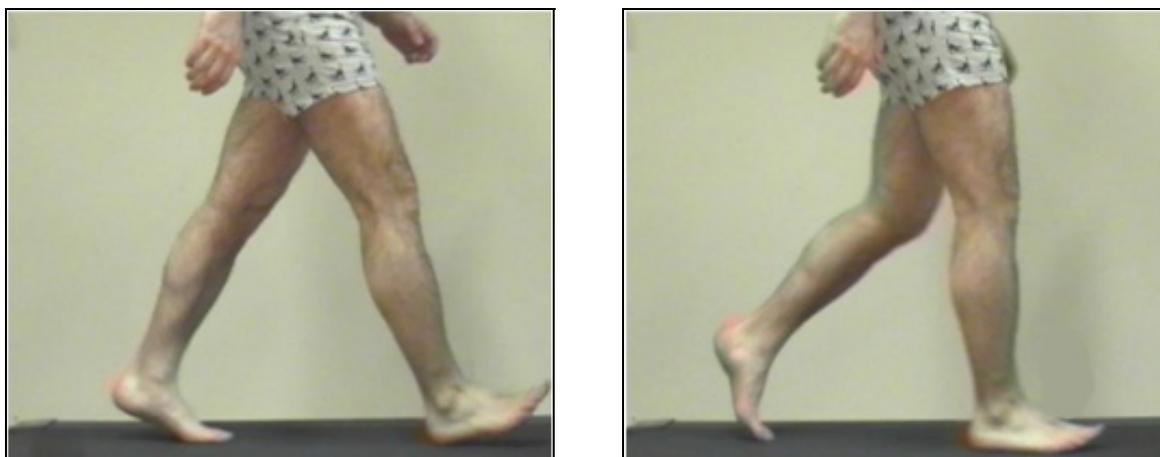


Figure n°14

3.2 Niveau de description cinématique

La cinématique est l'étude des variables qui décrivent ou quantifient le mouvement en terme de déplacement, vitesse ou accélération, abstraction faite des causes qui le provoquent (Hamill & Knutzen, 2009).

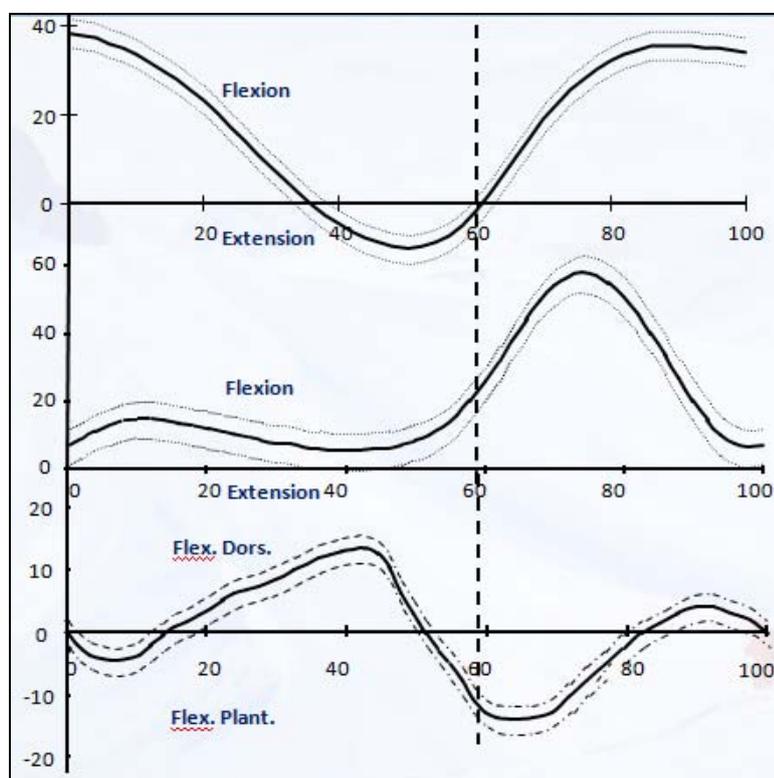


Figure n°15

Les instruments d'analyse cinématique permettent de suivre l'évolution angulaire des différentes articulations impliquées au cours du temps. L'analyse des courbes cinématiques, dans l'exemple utilisé, indique un mouvement de flexion plantaire de la cheville lors du contact initial jusqu'au milieu de la mise en charge suivi par l'amorce d'un mouvement vers la flexion dorsale. Au niveau du genou, on note un mouvement modéré de flexion. Quant à la hanche, elle amorce un mouvement vers l'extension. Ainsi, d'une description de positions à des instants donnés, le niveau d'analyse cinématique suit l'évolution des positions (cartésiennes ou angulaires) des articulations ou segments corporels au cours du temps (Figure n°15).

3.3 Niveau de description cinétique

La cinétique est l'étude des forces qui génèrent le mouvement. Ces forces sont principalement d'origine musculaire et elles mobilisent les leviers osseux. S'agissant de mouvements de rotation autour des articulations, on parlera de moments internes autour des articulations. Ces forces peuvent aussi être externes, dues à la réaction du sol et à l'inertie générée par le mouvement. En effet, si le corps en mouvement exerce, sur le sol en particulier, des forces liées au poids et à la vitesse de déplacement, selon la 3ème Loi de Newton, le sol exerce sur le corps en mouvement une force de réaction d'intensité et de direction identique mais de sens opposé (Vecteur de la Force de Réaction du sol : VFR). Cette force externe agit sur les leviers osseux et génère des moments articulaires externes. Particulièrement étudiée par Elftman (1938), elle agit sur les différents composants de l'appareil locomoteur et peut produire des mouvements. S'agissant de la locomotion, et de la marche en particulier, il est important de garder à l'esprit que ces moments externes, générés par la force de réaction du sol, produisent des mouvements qui seront contrôlés ou opposés par des efforts musculaires, internes ceux-là.

Dans le plan sagittal, la représentation caractéristique de la composante verticale de la force de réaction du sol est en « double bosse » (Figure n°16). Lors du contact initial et lors de la mise en charge, la force augmente très rapidement et son intensité atteint 120% du poids du corps. On note cependant un bref palier caractéristique de l'amortissement de tissus mous du talon. La composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol est dirigée vers l'arrière (force frénatrice). Dans le plan frontal, la composante médio-latérale de la force de réaction du sol est dirigée vers l'axe médial du corps. La résultante de ces forces passe en arrière de la cheville lors du contact initial et lors de la mise en charge. Elle produit un moment externe de

flexion plantaire de la cheville. Elle passe en avant du genou et de la hanche et produit un moment externe d'extension.

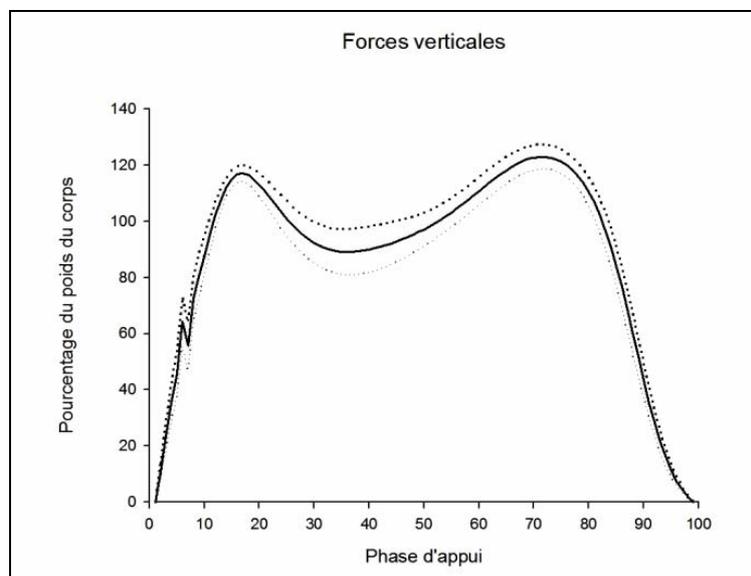


Figure n°16

3.4 Niveau de description musculaire

Lors de la locomotion, le rôle des muscles est multiple. Ils doivent freiner, contrôler, stabiliser ou accélérer le déplacement des segments corporels. Normalisée en fonction du cycle de marche, l'activité de chaque muscle peut alors être mise en lien avec les données cinématiques et cinétiques. L'étude du patron d'activation musculaire de la marche normale (Figure n°17) permet de rendre compte de l'activité musculaire dans son ensemble. Elle permet en particulier de noter des anomalies temporelles de contraction : anticipée, prolongée, permanente, absente ou éventuellement inversée. Si quelques muscles importants seront cités dans cette section, parce qu'ils sont les plus aisément accessibles par examen électromyographique, il faut bien réaliser que l'ensemble des muscles du membre inférieur participent à la marche, et plus généralement à toute activité locomotrice.

Lors du contact initial, *Tibialis anterior*, *Extensor Hallicus Longus*, *Extensor Digitorum Longus* sont actifs. Ces muscles, fléchisseurs dorsaux de la cheville freinent le rabattement du pied au sol, facilité par le moment externe. Les muscles fléchisseurs plantaires ne sont pas actifs. Le genou doit résister à l'impact du pied au sol. Il est en extension quasi complète par l'action musculaire des muscles *Vasti*. Le Vecteur de la Force de Réaction du sol (VFR) passe en avant de l'articulation du genou. Il génère un moment d'extension du genou qui facilite le

maintien de l'articulation en extension. Les muscles extenseurs et fléchisseurs du genou sont actifs afin de réguler l'extension du genou due notamment au VFR. La hanche est en flexion d'environ 20°. Cette valeur apparaît comme un bon compromis entre une longueur de pas suffisante et une bonne stabilité du pied. Le VRF passe largement en avant de l'articulation et crée un moment de flexion de la hanche. Ce moment de flexion est contrôlé par l'activité des muscles ischio-jambiers et du *Gluteus maximus*. Cette activité musculaire contrôle aussi l'avancée du tronc. En effet, alors que le pied se pose au sol et interrompt l'avancée du segment, le tronc continue d'avancer par inertie.

Lors de la Réponse à la charge sur une durée très brève (3 à 10% du cycle de marche), la cheville effectue un mouvement de flexion plantaire d'environ 10° sous l'effet de la force de réaction du sol contrôlé par les muscles fléchisseurs qui agissent alors en contraction excentrique. Cette flexion plantaire contrôlée contribue à l'absorption du choc. Le genou doit amortir le brusque transfert du poids du corps sur le membre inférieur qui vient de prendre contact avec le sol. Il doit aussi résister aux conséquences du contact afin de stabiliser le corps pour l'appui unipodal à venir. Alors que la cheville effectue un mouvement de flexion plantaire, le VRF passe progressivement vers l'arrière du genou et crée un moment de flexion orienté au départ par l'activité des muscles ischio-jambiers. Le quadriceps contrôle cette flexion par une activité excentrique et le maintien dans une amplitude d'environ 15°. Le genou, en synergie avec la flexion plantaire de la cheville, contribue ainsi à l'absorption du choc. Lors de la mise en charge, la stabilité du membre inférieur nouvellement en appui est primordiale. Au début de cette période, le VRF passe en avant de la hanche. Les muscles extenseurs sont sollicités à des degrés divers en fonction de leur influence sur le genou. En effet, les ischio-jambiers sont aussi fléchisseurs du genou, action qui serait préjudiciable à la stabilité. L'activité du *Gluteus maximus* est croissante durant cette période. A la fin de la mise en charge, le VRF est proche de l'axe articulaire de la hanche et contribue ainsi à la stabilité de l'appui.

Dans le plan frontal, le transfert rapide du poids sur la jambe en appui nécessite une stabilisation du bassin sur la hanche. La projection du centre de gravité se déplace vers le pied en appui. L'activation importante des muscles abducteurs de la hanche contribue à stabiliser le bassin et le tronc devant le déséquilibre produit par la jambe oscillante.

Dans le plan horizontal, une amorce de rotation interne de la hanche due aux conséquences du mouvement d'éversion du pied en appui et une avancée du bassin par la flexion plantaire du pied qui quitte le sol participent aussi à la stabilisation de l'appui lors de la mise en charge.

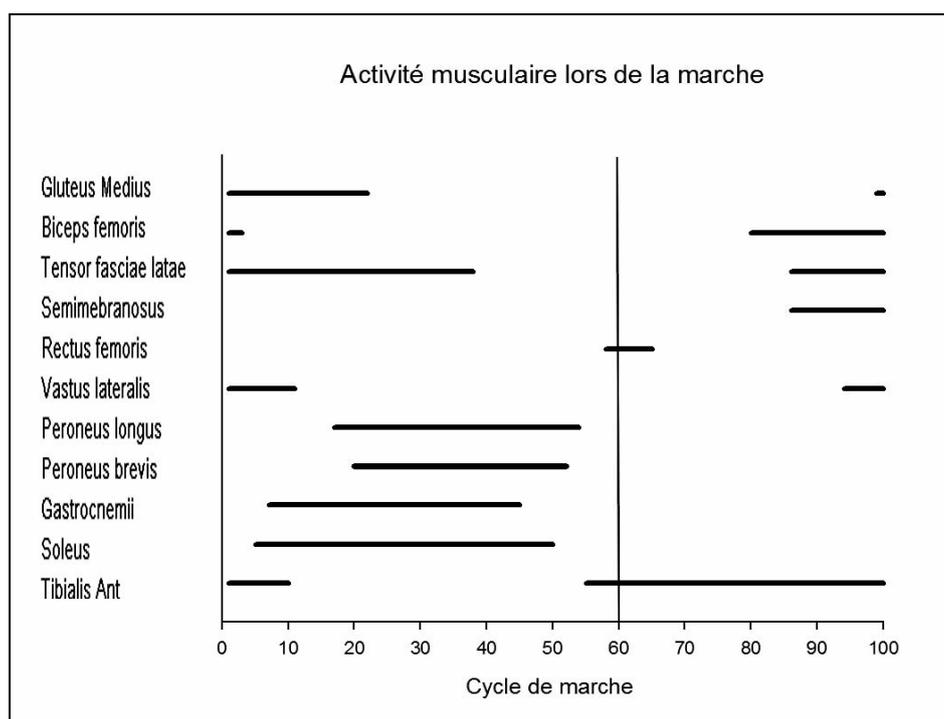


Figure n°17

3.5 Premier bilan

L'organisation d'un mouvement aussi habituel et automatisé que la marche résulte de l'agencement dynamique de l'ensemble des composants du système neuro-musculo-squelettique. A travers l'exemple utilisé, on constate qu'une phase du cycle de marche d'une durée d'environ 80 ms peut être décrite de façon très précise à des niveaux d'analyse différents. Cependant, au-delà de cette richesse d'explications que l'on pourrait encore développer (au niveau cellulaire par exemple), se pose la question du lien entre ces différents niveaux d'intervention et celle de la supervision globale de l'ensemble de ces actions.

Chacun de ces niveaux détermine de nombreux paramètres descriptifs qui interagissent afin de produire un mouvement efficace et adaptable. Les lois du contrôle du mouvement ont montré les coûts, en termes de temps et d'attention, nécessaires au niveau central à l'analyse d'informations perceptives et au contrôle du mouvement. La Loi de Hick et Hyman indique par exemple que le temps de réaction « motrice » dépend de la quantité d'informations à traiter (Hick, 1952; Hyman, 1953). La Loi de Fitts indique pour sa part que le temps de mouvement dépend de la distance et de la précision requise (Fitts, 1954). Enfin, la Loi de

Weber-Fechner rappelle qu'une sollicitation perceptive doit varier selon une intensité minimale afin d'être perçue (Fechner, 1860). Ces nombreux éléments ne peuvent qu'interroger sur la capacité du Système Nerveux Central (SNC) à traiter, de manière plus ou moins continue, un très grand nombre d'informations d'origines diverses, parfois dans une durée très brève.

Ainsi, une question essentielle dans l'analyse et la compréhension du mouvement humain est la façon dont les différentes composantes du système neuro-musculo-squelettique s'agencent les unes avec les autres pour produire un comportement moteur aussi habituel et spontané chez l'adulte que la marche ou aussi perfectionnée qu'un geste sportif. Cet agencement s'effectue entre plusieurs segments corporels à l'intérieur même d'un membre – on se rappellera en particulier que Saunders (1953) a décrit la relation cheville-genou comme un déterminant essentiel de la marche normale –, entre plusieurs membres, voire entre l'ensemble des segments corporels du corps, mais aussi entre l'individu en mouvement et son environnement.

4. La question des degrés de liberté

Reprenant l'exemple précédant et les différents niveaux de description envisagés, on constate que le SNC doit superviser un très grand nombre de paramètres en quelques millisecondes, comme la position de chaque articulation et, partant, la longueur et la tension de chaque muscle. Chacun de ces paramètres correspond à un Degré de Liberté (DDL), si bien que la tâche à réaliser est par le SNC de gérer quasiment en temps réel l'ensemble des DDL impliqués.

La tâche est sans nul doute ardue. Ainsi, au niveau articulaire, chaque articulation se définit par sa position dans l'espace et par les mouvements qu'elle peut réaliser selon les trois axes. La hanche est mobile en flexion – extension, abduction – adduction et rotation interne – rotation externe, soit trois degrés de liberté. Le genou est mobile en flexion – extension et rotation interne – rotation externe, soit deux degrés de liberté. Le complexe tibio-tarsien est mobile en flexion – extension, abduction – adduction et supination – pronation, soit trois degrés de liberté. Les muscles mobilisant la hanche sont au nombre de 20, soit 20 degrés de liberté. Les muscles mobilisant le genou sont au nombre de 15, soit 15 degrés de liberté. Les muscles mobilisant le complexe tibio-tarsien sont au nombre de 12, soit 12 degrés de liberté.

Au total, pour le seul membre inférieur qui arrive au contact du sol lors du Contact initial, ce sont 7 degrés de liberté articulaires et 47 degrés de liberté musculaires qui doivent être maîtrisés (Figure n°18). Cet exemple simple concerne uniquement la coordination à l'intérieur d'un seul membre. Or, une tâche motrice aussi usuelle que la marche requiert, outre cette coordination intra-membre, c'est-à-dire entre les articulations ou segments d'un même membre, une coordination entre l'ensemble des membres et tous leurs segments, et une coordination entre l'individu et son milieu, c'est-à-dire la prise en compte des informations environnementales comme un obstacle à contourner ou la distance entre deux individus.

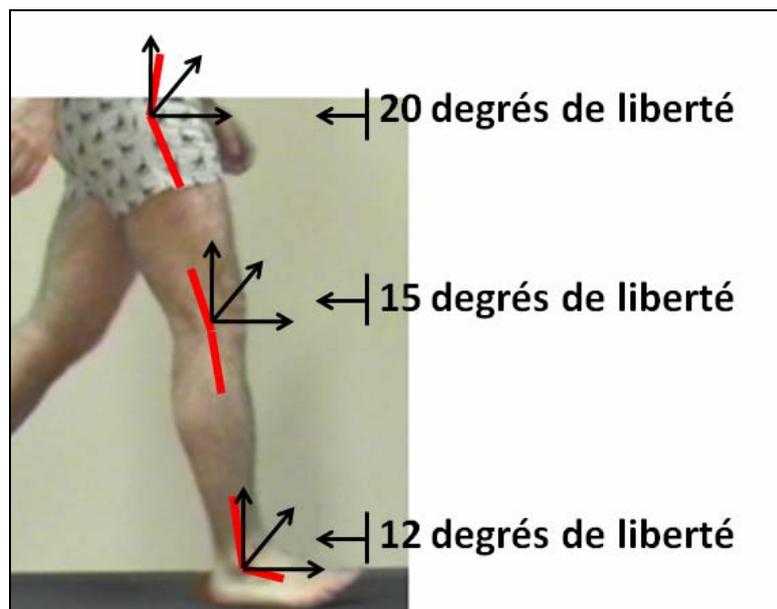


Figure n°18

Au-delà du nombre de degrés de liberté à contrôler, le mouvement requiert une mobilisation de ces degrés de liberté selon une certaine organisation temporelle. Théoriquement, un même mouvement effectué par un système poly-articulé allant d'un point de départ vers un point d'arrivée peut s'effectuer dans des ordres différents. Par exemple, pour attraper un crayon sur une table en partant d'une position debout, les bras le long du corps, on peut choisir de mobiliser d'abord l'épaule, puis le coude, puis le poignet et enfin les doigts pour finalement serrer les doigts autour du crayon. On peut aussi commencer par écarter les doigts, diriger le bras et l'avant-bras vers le crayon d'abord avec l'épaule puis avec le coude. Les solutions sont multiples et leur nombre dépend des degrés de liberté possibles. Il semble cependant que l'ordonnement de ces degrés de liberté soit relativement constant dans la réalisation de mouvements usuels malgré l'ensemble des possibilités. Cette redondance de degrés de liberté

impliqués dans la réalisation du mouvement apparaît comme une question essentielle à régler par le SNC.

5. Le problème de la maîtrise des Degrés de Liberté : Bernstein

Nicolai A. Bernstein (1896-1966), médecin et physiologiste soviétique, s'est intéressé dès les années 30 au mouvement humain dans une optique d'optimisation gestuelle. Comme Marey quelques dizaines d'années auparavant, il conçoit plusieurs systèmes de mesure permettant de quantifier le mouvement. Ces divers travaux l'amènent à montrer une grande variabilité dans la réalisation d'une tâche motrice, plaidant pour un processus de construction motrice qui ne soit pas un enchaînement immuable d'actions-réactions comme le stipule les modèles associationnistes. Les résultats de ses travaux, entamés dans les années 30 en Union Soviétique, ne seront connus en occident qu'à partir de 1967 par la publication posthume en anglais d'un recueil de ses articles publiés précédemment en langue russe (Bernstein, 1937/1967). Parmi ses travaux les plus connus, on trouve l'étude du geste du forgeron tapant sur une enclume (cité par Latash, 2008, p. 31). Les sujets étudiés étaient tous très expérimentés et répétaient ce mouvement plusieurs fois par jour depuis de nombreuses années. Utilisant la *kimocyclographie*, tracé reproduisant une trajectoire à partir d'un film (Figure n°19), il montre que la variabilité de la trajectoire du marteau est minimale par rapport à la variabilité de la trajectoire des articulations du membre tenant le marteau.

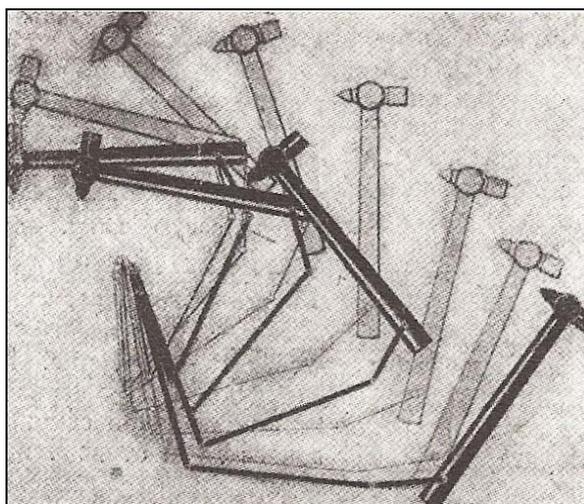


Figure n°19

De ce constat, Bernstein conclut que les différentes articulations impliquées agissent en lien les unes avec les autres afin de s'auto-corriger pour permettre un mouvement uniforme du

marteau. Il met alors en avant la notion de *synergie*, c'est-à-dire une relation organisée entre les différents segments corporels afin de réaliser une tâche la plus efficiente possible. Au-delà de ses nombreux travaux - que l'on peut comparer par leur intuition et l'originalité des moyens d'étude aux travaux de Marey -, Bernstein est surtout l'auteur d'une formulation originale de la maîtrise des degrés de liberté dans le cadre de l'apprentissage d'une tâche motrice (Turvey, 1990). Face au nombre important de degrés de liberté impliqués dans la réalisation d'une tâche, une simplification doit être effectuée permettant au SNC de contrôler plus facilement le système poly-articulé à travers un nombre moindre de degrés de liberté. Bernstein stipule que cette simplification se fait par la mise en place de liens fonctionnels temporaires entre les composants du système concerné : Il parle alors de synergies, une structure collective qui traduit l'interaction des composantes et qui fait que tout changement d'une de ces composantes au sein de cette structure agit sur les autres. Ces liens permettent de contrôler les différentes composantes, non pas de façon indépendante mais de façon groupée au sein de cette synergie (Tuller, Turvey, & Fitch, 1982). Pour Bernstein (1937/1967), l'apprentissage moteur est le processus par lequel un individu acquiert la maîtrise des degrés de liberté en favorisant leur contrôle au sein d'unité fonctionnelle. « Lorsque quelqu'un qui est novice dans un sport, pour jouer d'un instrument de musique ou dans un processus industriel, tente de maîtriser pour la première fois une nouvelle coordination, il est enraidit de façon rigide et spastique et tient les segments impliqués, voire même tout son corps, de façon à réduire le nombre de degrés de liberté cinématiques nécessaires à contrôler » (p. 108, notre traduction). Ce processus passe ainsi par une fixation articulaire : un « gel » des degrés de liberté, vers une libération, c'est-à-dire le couplage de certains groupes fonctionnels permettant le relâchement du contrôle « rigide » des degrés de liberté. Il s'agit de passer d'un niveau élevé de complexité en raison du grand nombre de degrés de liberté à contrôler à un niveau de moindre complexité grâce au contrôle de quelques paramètres.

Ces éléments de réponse contribuent à mieux comprendre la façon dont les différents segments corporels impliqués sont effectivement liés entre eux dans l'objectif d'un mouvement organisé. Cependant, la question du choix de ce patron et de sa correspondance à un objectif donné reste posée.

6. Premiers éléments de réponse : Erich von Holst

Erich von Holst, physiologiste allemand, a pour sa part abordé la question de la nature de la coordination à travers une série d'expérimentations sur les poissons ou les insectes. Parmi ses nombreux travaux, deux d'entre eux retiennent particulièrement l'attention (von Holst, 1973).

Un phasme possède trois paires de pattes et adopte une organisation spatio-temporelle régulière entre les différentes paires de pattes lors de la locomotion. Il progresse en mobilisant la première et la troisième paire dans la même direction et la deuxième paire dans une direction opposée. Lorsqu'on supprime la deuxième paire de patte, la première et la troisième ne peuvent continuer d'évoluer dans la même direction comme précédemment. Elles se mobilisent alors dans des directions opposées « comme un cheval au trot » (von Holst, 1973, p. 6, notre traduction). Etendant cette étude au mille-pattes *Lithobius*, von Holst observe une mobilisation « en vague » des différentes pattes chez l'animal sain. Chaque patte est séparée de la suivante par un décalage d'1/7 de pas, chaque « vague » impliquant six et sept pattes de part et d'autre. En amputant une paire de pattes après l'autre, le décalage entre les pattes restantes augmente jusqu'à 1/2 pas lorsqu'il reste deux et trois pattes de part et d'autre. Ainsi, le mille-pattes *Lithobius* auquel il ne reste que deux paires de pattes progresse en opposition de phase entre les deux pattes d'un même côté, comme un quadrupède « d'origine ». Ces observations mettent en évidence le caractère flexible de l'organisation spatio-temporelle du patron locomoteur, c'est-à-dire l'organisation spatio-temporelle de l'ensemble des segments corporels pour la réalisation d'une tâche motrice (Figure n°20). Le second travail de von Holst concerne l'étude de la coordination des nageoires chez le poisson *Labrus*. Contrairement à d'autres poissons dont le corps ondule pour progresser, le *Labrus* a la particularité de maintenir l'axe de son corps immobile et de progresser grâce à des oscillations de ses nageoires. Les observations de von Holst permettent de distinguer la façon dont les nageoires agissent ensemble. Elles peuvent parfois osciller dans une « harmonie rigide » (p. 9), il s'agit de la *coordination absolue*, les nageoires ayant la même fréquence d'oscillation. Elles peuvent aussi osciller avec un léger décalage entre elles, en n'étant pas strictement coordonnées. Enfin, le plus souvent, les nageoires, qui possèdent une fréquence d'oscillation propre différente entre elles, oscillent ensemble selon une nouvelle fréquence résultant de l'attraction mutuelle des unes sur les autres. Cette nouvelle façon de se coordonner, distincte de la coordination absolue, représente une nouvelle organisation entre les nageoires et est définie comme étant une *coordination relative*.

Ces observations ont permis de définir des principes fondamentaux de coordination de deux oscillateurs ayant des fréquences d'oscillation différentes :

- l'effet *aimant* : chaque oscillateur tente d'attirer l'autre oscillateur dans sa propre fréquence d'oscillation,
- la tendance au *maintien* : chaque oscillateur garde sa fréquence d'oscillation propre.

Etendant ses observations aux oscillations des bras (augmentation de la fréquence d'oscillation d'un bras et maintien de la fréquence de l'autre ou oscillations avec relation de fréquence en 1:2) ou à la course d'un chien, von Holst montre qu'il est possible de décrire graphiquement la coordination entre deux segments corporels. Cette coordination est flexible, c'est-à-dire qu'il y a une adaptation permanente de la synchronisation entre les segments corporels étudiés (p. 37 – 40).

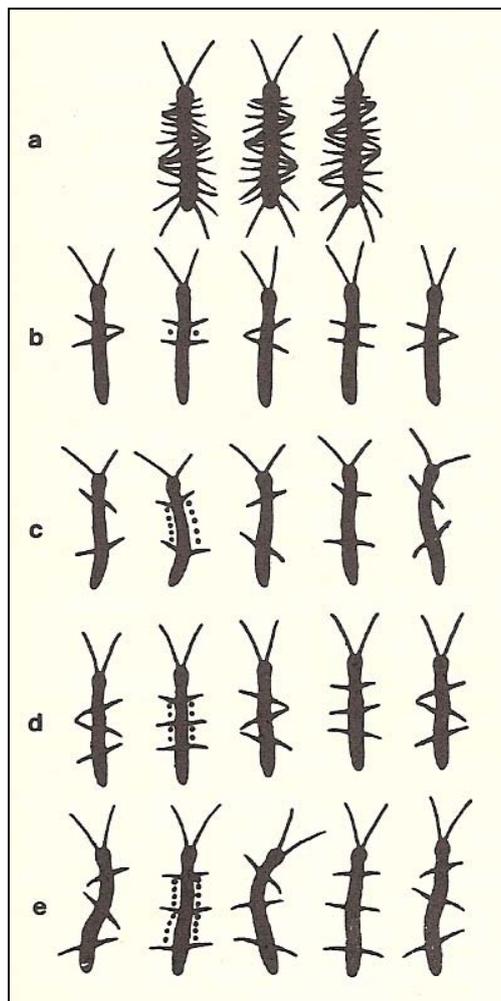


Figure n°20

Incidemment, mais non sans conséquence, les travaux de von Holst abordent aussi une question nouvelle dans le champ, celle de la stabilité d'un comportement moteur. Dans certains cas, malgré les perturbations apportées par l'oscillation simultanée d'un autre segment corporel, on ne note pas de variations des oscillations. Le comportement oscillatoire de chaque segment n'est pas affecté et est maintenu stable. Dans d'autres cas, ces perturbations entraînent des modifications mais qui ne suffisent pas à établir une synchronisation durable des oscillations des segments. Dans d'autres cas enfin, comme nous l'avons vu plus haut, ces perturbations (oscillations à fréquence différente à l'origine) entraînent l'apparition d'un nouveau comportement moteur caractérisé par une *coordination relative*. Comme nous le verrons plus loin, ces notions déduites du travail expérimental de von Holst vont être cruciales dans une approche dynamique des coordinations motrices.

7. Organisation et contrôle du mouvement : plusieurs approches

Afin de comprendre et d'expliquer la façon dont l'activité motrice est produite et contrôlée, plusieurs approches proposent des modèles théoriques et des méthodes d'analyse. Ces modèles visent à expliquer de façon simple l'agencement complexe des composantes du mouvement. Basés sur des conceptions différentes de la nature et du rôle du SNC, ils s'attachent à expliquer le mouvement et son contrôle au travers de l'interaction entre les différents composants corporels impliqués et au travers des différents processus concernés par ce contrôle. De façon indirecte, ils traitent aussi de l'interaction entre l'individu et son environnement.

Dans ce contexte, trois grandes théories ont tenté d'apporter des réponses aux questions posées par le contrôle du mouvement.

7.1 La théorie des réflexes ou « béhaviorisme »

Une des plus anciennes approches du contrôle moteur est basée, en grande partie, sur les travaux de Sir Charles Sherrington (1857 – 1952). Ce médecin et neuro-physiologiste considérait le réflexe comme l'élément fondamental d'un comportement moteur complexe. Pour lui, le mouvement humain peut s'expliquer par une série d'unités réflexes successives qui font suite à un stimulus « origine » (Sherrington, 1906/2010). Des événements extérieurs à

l'individu créent des stimuli qui déclenchent un enchaînement de reflexes qui mènent à une réponse motrice. Pour Sherrington, « le résultat d'une action réflexe normale dans l'organisme est un co-ajustement et un séquençage méthodique de réactions » (1906/2010, p. 8, notre traduction.). De façon sous-jacente, cette théorie considère l'individu comme le destinataire passif de stimulations externes. Les différents récepteurs (cutanés, tendineux, musculaires...) sont stimulés et déclenchent des réactions au sein de structures médiatrices qui conduisent à l'excitation du système musculo-squelettique responsable du mouvement. De nombreuses expérimentations ont appuyé cette théorie, en particulier avec des animaux dont on avait isolé la moelle épinière du cerveau par section des fibres nerveuses (on peut retenir les travaux de Philippson débutés au laboratoire de Friedrich Goltz à l'Université de Strasbourg, cité par Clarac, 2008). Malgré cette lésion, le maintien d'un patron de locomotion chez ces animaux lésés a conduit à la conclusion que la production du mouvement se réalise par un enchaînement de réactions réflexes. Alors que Sherrington insiste sur le rôle des capteurs périphériques, d'autres chercheurs, dont Philippson, insistent sur le rôle conjoint de la moelle épinière et du cortex (Clarac, 2008). Pour Pavlov (1849–1936), chaque animal naît avec un ensemble de réflexes innés, à savoir, des actions stéréotypées déclenchées par un stimulus précis, qui déclenchent des activités motrices spécifiques. Par conditionnement, un stimulus initialement neutre peut finalement provoquer une réponse. La croissance et l'apprentissage permettent ainsi d'associer de nouveaux stimuli à de nouvelles actions et réciproquement. Cette vision de la motricité et de son apprentissage a été considérée comme la pensée officielle de l'Union Soviétique du vivant de Pavlov, au détriment d'autres approches théoriques dont celle de Bernstein évoquée précédemment (Latash, 2008). Dans la continuité de ces travaux, des études ont été menées sur l'acquisition de nouveaux patrons moteurs, considérant qu'une tâche motrice est la somme de mouvements simples reliés selon un enchaînement particulier. Elle répond à l'application de lois associant des stimuli et des réponses motrices. Leur intérêt porte essentiellement sur le résultat obtenu et moins sur les facteurs sous-jacents qui permettent de les obtenir.

Afin d'illustrer la théorie des réflexes, utilisons l'exemple évoqué précédemment du contact initial et de la mise en charge lors de la marche. Lorsque le pied touche le sol, les capteurs de pression cutanés situés sous le talon sont stimulés. Ils induisent des réactions réflexes. Au fur et à mesure de la mise en charge, la réaction du sol provoquent des moments articulaires externes au niveau des différentes articulations. Les organes tendineux de Golgi sont stimulés et provoquent des réactions réflexes des muscles antagonistes.

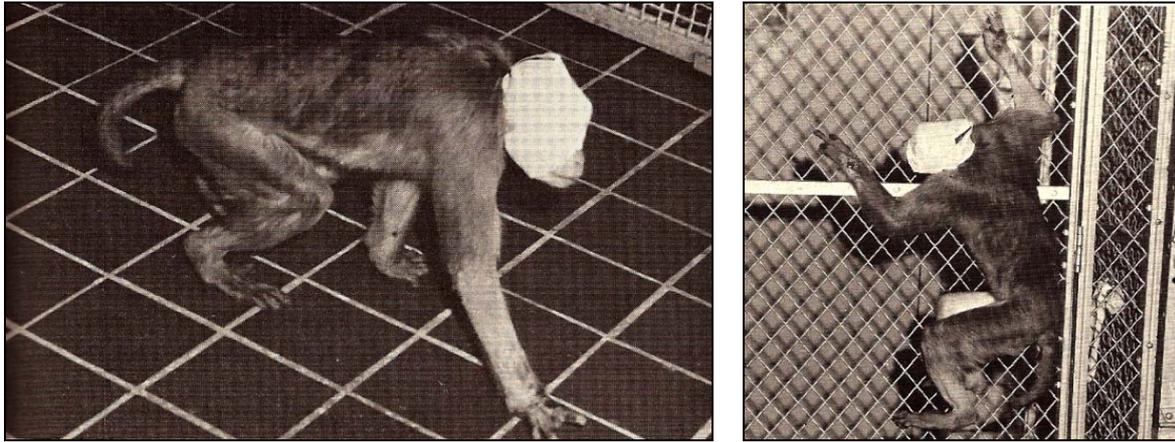


Figure n°21

Plusieurs limites à cette théorie peuvent cependant être mentionnées. Tout d'abord, le réflexe peut réellement être considéré comme l'élément de base de la motricité si dans tous les cas, un stimulus extérieur peut être à l'origine du mouvement observé. Or, il existe des mouvements qui débutent en l'absence de sollicitation externe comme les mouvements volontaires ou les mouvements anticipés. Dans ce même ordre d'idée, la théorie des réflexes ne peut expliquer ou prédire un mouvement qui se déroule en l'absence de stimulation avérée, comme l'ont montré de nombreuses expérimentations chez l'animal désafférenté (sans retour proprioceptif) notamment chez le singe auquel la vision était en plus retirée (Taub & Berman, 1968) (Figure n°21). Ensuite, la rapidité d'exécution de certains mouvements ne peut se réaliser si leur origine est un stimulus extérieur car les informations sensorielles n'ont pas le temps d'être traitées pour réaliser l'enchaînement des séquences. Enfin, il existe des situations où les mouvements réalisés passent outre des situations « réflexes ». Par exemple, au-delà d'une certaine vitesse de déplacement, un homme qui marche va se mettre spontanément à courir alors qu'un marcheur plus athlétique va continuer de marcher. Pour terminer, la théorie des réflexes ne répond pas à la question de la redondance des degrés de liberté.

Cependant, malgré ces limites, la théorie des réflexes met en évidence le rôle environnemental dans la réalisation d'un mouvement et reste à la base de méthodes de rééducation comme la méthode Bobath (Rifaii Sarraj, 2006).

7.2 La théorie hiérarchique du contrôle moteur

Si la théorie des réflexes semble considérer que l'origine du mouvement est extérieure à l'individu, la théorie hiérarchique du contrôle moteur suppose que la planification et

l'exécution du mouvement reposent essentiellement sur l'activité du SNC. Celui-ci possède les informations nécessaires à la réalisation du mouvement et commande l'action prévue aux structures motrices. Cette prescription inclut la coordination entre les différentes composantes impliquées et la régulation de l'intensité des mouvements. Il s'agit d'une organisation de type strictement « top-down » qui présuppose que les structures nerveuses sont organisées de telle sorte que du cerveau aux structures neuro-motrices, il existe une hiérarchie par laquelle les structures sous-jacentes sont sous le contrôle des structures sus-jacentes. Issue d'une approche computationnelle initiée par Turing (Turing & Girard, 2000), elle conçoit la planification et la réalisation du mouvement comme l'exécution d'un nombre fini d'étapes successives. Dans ce cadre, il est supposé que la représentation, l'organisation, le patron (au sens statique de « template » en anglais) et/ou la structure des mouvements, pour utiliser plusieurs termes plus ou moins équivalents, est stockée en mémoire sous forme, par exemple, d'un programme moteur. Ce programme moteur est considéré comme une suite de commandes motrices préétablies au niveau cortical qui spécifieront aux structures motrices la réalisation d'un mouvement. Pour Keele (1968), il s'agit « d'un ensemble de commandes musculaires structurées avant le début du mouvement et qui permettent le déroulement de la séquence motrice sans influence d'informations périphériques » (p. 387, notre traduction). Le développement moteur est ainsi vu comme une corticalisation de l'organisation neuro-motrice avec prééminence progressive du SNC (structure supérieure) sur le système réflexe (structure inférieure).

Evoquée dans la seconde moitié du 19^{ème} siècle déjà par John Hughlings Jackson (1835-1911), cette théorie se base sur l'existence de représentations motrices au sein du cortex (Purves et al., 2005). Reprenant l'exemple de la marche précédemment utilisé, cette approche hiérarchique et prescriptive du contrôle moteur suppose la réalisation du cycle de marche par planification et programmation préalables. La réalisation de l'action peut être assimilée à l'exécution de lignes de commandes successives impliquant l'ensemble des composantes du système neuro-musculo-squelettique. S'appuyant entre autre sur la capacité à anticiper des situations en l'absence de stimulation réflexe ou à planifier des séquences motrices réalisées très rapidement, cette théorie ne peut cependant s'appliquer de façon stricte, en particulier face à des mouvements réflexes non volontaires. Dans le cas du contact initial et de la mise en charge lors de la marche, elle ne peut bien expliquer, par exemple, le dérochement « réflexe » du talon lorsque le contact s'effectue sur un objet saillant.

7.3 La notion de Programme Moteur Généralisé

La notion de Programme Moteur Généralisé s'inscrit dans la continuité de la théorie hiérarchique du contrôle moteur qui s'appuie sur la notion de programme moteur. Cependant, elle dépasse la définition stricte de Keele en incluant la possibilité de modification ou d'évolution du programme moteur en cours d'exécution, dans la ligne des modélisations cybernétiques. Défini au sortir de la seconde guerre mondiale par N. Wiener, ce modèle du mouvement vise à rendre l'action efficace par la mise en jeu de boucles de rétroaction permettant un ajustement en cours de réalisation du programme (Wiener, 1961). Richard A. Schmidt (1975) propose une évolution de ce modèle cybernétique dans le cas de l'apprentissage de tâches motrices discrètes. Selon cette approche, les mouvements sont réalisés selon une organisation prescrite par le SNC en termes d'un programme moteur généralisé qui est ajusté en fonction des caractéristiques spécifiques de chaque situation. Les invariants temporels du mouvement prescrits par le programme moteur généralisé sont ainsi complétés par des variables ajustables portant notamment sur la distance, la vitesse ou la force. Une application de cette théorie à la locomotion a été réalisée par Shapiro *et al* (1981). Se basant sur la décomposition du cycle de Philippson (cf. plus haut), ces auteurs ont montré que la configuration temporelle des différentes phases du cycle de marche ou de course restait invariante avec l'augmentation de vitesse pour chacune des allures. La présence d'invariants dans l'organisation temporelle est avancée par ces auteurs comme la preuve de l'existence d'un programme moteur généralisé, peu sensible aux modifications induites par ces augmentations de vitesse. De plus, ils soulignent que ces résultats militent pour l'existence d'un seul programme moteur généralisé commun à la marche et à la course.

Certaines limites peuvent être exprimées au sujet de cette théorie hiérarchisée. On peut lui opposer le fait que le programme moteur généralisé est considéré comme le seul déterminant de la réponse motrice, sans tenir compte, par exemple, d'éléments extérieurs ou topographiques. Reprenant l'exemple du contact initial et de la mise en charge lors de la marche, le programme correspondant (malgré ses ajustements en cours d'exécution) est le résultat d'opérations strictement cognitives. L'activité programmée du tibial antérieur dans cet exemple donnera un résultat moteur différent selon que l'on marche sur du sable ou sur un sol dur. Mettant en lien le problème de la redondance des degrés de liberté précédemment évoqué et la théorie du programme moteur généralisé, cette dernière apporte une réponse partielle et surtout, isolée du contexte de réalisation du geste. Si la programmation détermine les actions à réaliser et les segments corporels à mobiliser, elle ne tient pas compte des modifications ou

des conditions initiales des segments corporels impliqués. Lors de la marche, un muscle préalablement étiré par le port de talons par exemple n'aura ni la même orientation de fibres ni la même force à produire dans une situation donnée que si le sujet marche pieds nus. Ainsi, les théories hiérarchiques du contrôle du mouvement ne tiennent pas compte de l'environnement en tant que contribution majeure à la réalisation motrice par les informations qu'il procure. En outre, elles considèrent le SNC comme seul responsable de l'initiation et du contrôle de la motricité par une conception prescriptive.

7.4. Des réponses insuffisantes

Les différentes théories du contrôle moteur devraient permettre d'expliquer l'organisation du mouvement et son contrôle mais aussi la façon dont l'individu interagit avec son environnement. Cependant, les réponses apportées à cet effet par la théorie des réflexes, la théorie hiérarchique ou la théorie des programmes moteurs sont insuffisantes et ne permettent pas de comprendre certains points cruciaux.

Reprenons l'exemple de la marche. Après avoir marché longtemps sur du sable, on sent des douleurs musculaires que l'on n'a pas après une même marche sur un sol stable, une route par exemple. Ces douleurs sont le signe d'une sollicitation inhabituelle des muscles concernés. La théorie des réflexes ne permet pas d'expliquer pourquoi l'enchaînement stimulus-réponse est modifié dans son séquençage lorsque l'on marche sur du sable. De même, la théorie hiérarchique ou la théorie des programmes moteurs ne permettent pas d'expliquer pourquoi un même patron moteur va solliciter différemment certains muscles.

Cet exemple simple montre l'absence de prise en compte des changements environnementaux et de la flexibilité du système musculo-squelettique par ces théories. Dans ce contexte, il convient de revenir à l'origine et à la formulation du problème posé auquel la théorie des réflexes, la théorie hiérarchique ou la théorie des programmes moteurs n'apportent que des réponses partielles.

8. L'activité motrice au regard des systèmes complexes auto-organisés

L'activité motrice, abordée de façon globale, est parfaitement observable et descriptible en tant que telle. Qu'elle soit volontaire ou pas, elle met en œuvre l'ensemble des segments

corporels. Ces différents segments corporels sont liés les uns aux autres et interagissent. On connaît leurs modes d'interaction deux à deux sur un plan musculo-squelettique par exemple. On est aussi capable de décrire isolément le comportement de chacun. La question que l'on se pose porte sur la façon dont ces différents segments s'organisent et sont contrôlés afin de réaliser une tâche, mais aussi la façon dont l'individu interagit avec son environnement. Autrement dit, la question revient à la gestion de l'ensemble des degrés de liberté dans la réalisation d'une tâche motrice.

8.1 Deux niveaux d'analyse

Selon que l'on regarde l'ensemble des segments en action ou que l'on regarde isolément chaque composante de l'appareil musculo-squelettique, on ne voit pas, bien sûr, la même chose. Surtout, on ne peut déduire du comportement isolé d'une composante, un muscle par exemple, le comportement global de l'ensemble des composantes interagissant avec ce muscle. Reprenant l'exemple de la marche, on ne peut déduire les mouvements de la cheville par exemple à partir de la connaissance isolée des seuls paramètres du *Tibialis anterior*, même si on connaît la façon dont la cheville et le *Tibialis anterior* interagissent.

Alors que sont connus les principes d'interaction deux à deux, comment expliquer et relier cette lecture à deux niveaux d'un même comportement ? Autrement dit, comment établir un lien entre le niveau des effecteurs et le niveau du comportement d'ensemble ? Comment expliquer que des éléments *a priori* indépendants à un certain niveau d'analyse puissent faire émerger, par leur interaction, un comportement collectif, un patron, signe d'une organisation, d'une co-ordination de ces différents éléments à un autre niveau ?

8.2 Un comportement auto-organisé

L'absence de plan d'organisation, c'est-à-dire d'intervention extérieure prescriptive ou de programme moteur pour ce qui nous concerne, est une des principales caractéristiques qui distingue l'*organisation* de l'*auto-organisation*. Haken (1983), abordant les questions d'auto-organisation dans le domaine de la physique, de la chimie et de la biologie, propose une définition de ces deux termes par la description d'une situation de la vie quotidienne. Lorsqu'au sein d'un groupe de travailleurs, chacun réalise une tâche selon un plan établi par des ordres extérieurs (le contremaître, par exemple), on parlera d'*organisation* ou plus

exactement de comportement collectif organisé. Quand en revanche, au sein de ce même groupe, chaque travailleur agit sans ordre extérieur en complémentarité avec chacun des autres membres du groupe, on parlera d'*auto-organisation*. S'intéressant aux *systèmes*, c'est-à-dire des ensembles dont les éléments peuvent être dénombrés, identifiés et classés, Camazine et coll. (2001) précisent que « par définition, la caractéristique d'un système auto-organisé est que son organisation provient entièrement de l'interaction entre ses composantes » (p. 20, notre traduction).

8.3 Les systèmes complexes

L'auto-organisation est une caractéristique particulière de certains systèmes dits *complexes*. Contrairement aux systèmes *à état* qui transforment une entrée en sortie (Figure n°22), les systèmes complexes sont composés d'une multitude d'éléments qui interagissent entre eux (Figure n°23). Lorsque ces systèmes sont loin de l'équilibre thermodynamique, c'est-à-dire qu'ils échangent de l'énergie avec leur milieu, les interactions font émerger spontanément des formes collectives, des *patrons*, sous l'effet des contraintes. Dans ce contexte, le terme de *contrainte* doit être pris dans le sens de facteur externe non spécifique qui induit un certain type de comportement sans le prescrire. Les systèmes complexes auto-organisés sont particulièrement bien connus dans le domaine de la physique, de la chimie, mais, comme on le constate de plus en plus, ils sont aussi très présents, voire omniprésents dans les sciences du vivant. Une de leurs particularités vient du fait que ce que l'on pourrait appeler leur « contrôle interne » résulte spontanément de l'auto-organisation, par interaction entre leurs composantes.

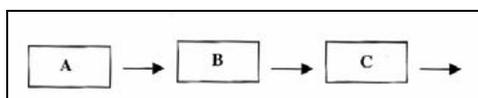


Figure n°22

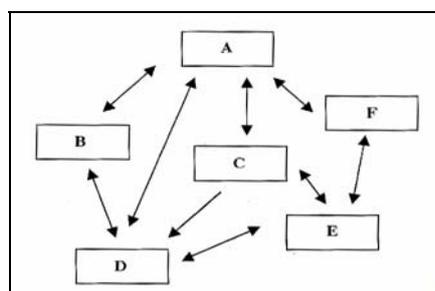


Figure n°23

Lorsqu'ils sont de type « ouverts », les systèmes complexes auto-organisés échangent constamment de la matière, de l'énergie et de l'information avec leur environnement - à ce titre, l'état d'organisation du système, c'est-à-dire le patron collectif, est assimilé à une

structure dissipative dont l'état d'organisation est stabilisé grâce à ses échanges d'énergie avec l'environnement (Prigogine & Stengers, 2009) - et leur évolution tend vers un ordre croissant. Dans ce contexte, l'ordre est *dynamique*, c'est à dire obtenu par l'échange constant entre les composantes et l'environnement afin de tendre vers une organisation croissante du système sans être dirigé par une source extérieure. Un comportement auto-organisé exprime alors des propriétés *émergentes*, c'est-à-dire des processus de formation de patrons collectifs que l'on ne peut prédire à partir de la seule connaissance des composantes de ce système : Ces patrons ne peuvent être compris en terme de simple addition des contributions de chaque constituant (Camazine, et al., 2001). Cette émergence spontanée de patrons (ou *formes collectives*) traduit une réduction dimensionnelle du système et la mise en place d'une forme stable d'organisation en fonction des contraintes exercées sur ce système. Rabinovich et coll. (2000) précisent que l'évolution dans le temps d'un système dynamique dépend de son état initial et que sa *stabilité* est la description d'une invariance qualitative (un *état stable*) malgré des variations modérées de paramètres environnementaux (*contraintes*). Cependant, lorsque les contraintes externes agissant sur le système atteignent un certain seuil, l'organisation courante du système se déstabilise pour se (re)stabiliser selon un nouveau patron encore plus stable. Le système est dit *non linéaire* en raison de ces pertes brutales de stabilité. Ces changements de patrons sous l'effet de modification d'un ou plusieurs paramètres de contrainte ne doivent pas donner une impression de fragilité. Au contraire, dans les systèmes auto-organisés, ces changements assurent la *robustesse* du système, liée à la stabilité du patron adopté. Ils assurent aussi la *flexibilité* du système, liée au changement possible de patron. Ces deux propriétés complémentaires des systèmes complexes auto-organisés sont fondamentales : elles sous-tendent leur capacité à s'adapter aux variations de contraintes (Camazine, et al., 2001).

Parmi les états stables possibles que l'on nommera *attracteurs*, un système tend à adopter, sous l'influence des contraintes qui pèsent sur lui, un comportement préférentiel. Ainsi, l'évolution dans le temps d'un système complexe auto-organisé, c'est-à-dire la *dynamique* de ce système, va spontanément conduire à un état stable, que celui-ci soit unique ou un parmi un ensemble de possibles.

Il est intéressant de remarquer que la complexité (le nombre important d'éléments indépendants à contrôler) qui constituait plutôt une difficulté pour des approches prescriptives du contrôle, constitue un atout dans la perspective d'un système complexe dynamique. Le nombre important de composantes interagissant permet d'ajuster la dynamique du système

afin de maintenir la stabilité d'un patron par un recrutement élargi de degrés de liberté disponibles.

9. Des systèmes complexes à la Théorie des Patrons Dynamiques

9.1 Structure coordinative - structure dissipative

Les théories prescriptives du contrôle moteur apportent, comme évoqué précédemment, des réponses insuffisantes aux questions de la coordination motrice. Kugler et coll. (1980) proposent d'y répondre en adaptant et en utilisant les concepts et techniques développés par Haken (1977) pour les systèmes complexes ouverts auto-organisés dans le cas de la formation de patrons de coordination, c'est-à-dire de formes spatio-temporelles stables entre les composantes du système moteur (par exemple, les membres). Ils font référence à la question de maîtrise des degrés de liberté soulevée par Bernstein (1937/1967). Rappelons que ce dernier suggère que cette maîtrise passe par la formation de synergies afin de diminuer le nombre de paramètres indépendants à contrôler. Il s'agit de passer d'une situation où le nombre de dimensions (degrés de liberté) est élevé à une situation où le nombre de dimensions est réduit (structure coordinative). Le corps est assimilé à un ensemble de systèmes qui interagissent en permanence. Par ces échanges, ces systèmes, soumis à des contraintes, s'influencent mutuellement et couplent leurs actions. Kelso et coll. (1979) précisent que les structures coordinatives sont temporaires et liées à une tâche particulière. Prenant l'exemple de la locomotion (p. 17), Kugler et coll. (1980) rappellent que si les muscles agissant sur la cheville, le genou et la hanche peuvent le faire de façon indépendante, leur organisation collective est telle qu'un rapport de proportionnalité est maintenu malgré des variations individuelles. Ils suggèrent alors que cette organisation est l'expression d'un état stable émergent rendu possible par l'interaction et l'échange d'énergie entre ces différentes composantes face à des contraintes environnementales. Par cet exemple, ils assimilent une structure coordinative à une structure dissipative. Aussi, un apport essentiel des théories et concepts des systèmes complexes auto-organisés est le passage d'un niveau de complexité élevé à un niveau de dimensionnalité réduite par l'émergence d'un comportement organisé.

Le lien ainsi établi entre l'étude du mouvement humain et l'étude des systèmes dynamiques auto-organisés fonde la Théorie des Patrons Dynamiques appliquée au mouvement humain (Kelso, 1995). Schöner et Kelso (1988) indiquent que l'utilisation de ces théories d'auto-

organisation dans le domaine des sciences du vivant ne peut être une simple application. Il convient de tenir compte des spécificités des systèmes biologiques et de leur environnement, en particulier dans le choix des variables descriptives. Pour autant, si l'intérêt de la Théorie des Patrons Dynamiques n'a pas toujours semblé évident dans le champ scientifique de la motricité humaine, en particulier par sa position alternative par rapport à une vision prescriptive du mouvement due à une conception dirigiste du cerveau, ses apports conceptuels et méthodologiques sont réels.

9.2 La coordination comme phénomène auto-organisé

Ainsi, la conception auto-organisée de la coordination aborde cette question de coordination selon une perspective nouvelle. Validée dans d'autres domaines scientifiques, elle renouvelle en profondeur la vision de la motricité et de son contrôle en ouvrant des possibilités nouvelles de compréhension qui n'étaient pas possibles avec une vision prescriptive. La coordination est le résultat émergent de l'interaction entre des composantes corporelles quels que soient leur taille ou leur niveau de participation physiologique (de la cellule à l'appareil locomoteur dans son ensemble) en lien avec l'environnement. Les notions de construction et de contrôle hiérarchisés, programmés ou prescrits du mouvement sont écartées. Bien plus, l'image « cérébro-centrée » du mouvement est mise à mal, sinon rejetée.

Kelso (1995) utilise, entre autres, l'expérience de Bénard (1900) pour en expliquer l'intérêt. Sa description nous permettra de définir un certain nombre de termes et de concepts que nous utiliserons par la suite.

9.2.1 L'expérience de Bénard

Une fine couche de liquide est disposée sur une plaque. Lorsque la température de la plaque est identique à celle du milieu extérieur, la température du liquide est homogène et identique à celle de la plaque (Figure n°24a). Si l'on fait légèrement varier la température extérieure, le liquide évolue vers un nouvel état uniforme en conformité avec le milieu. En revanche, lorsqu'on augmente la température de la plaque, un gradient thermique apparaît entre le bas et le haut de la couche de liquide parcourue par un flux d'énergie thermique montant. Sous l'effet de ce flux, un mouvement désordonné des molécules de liquide apparaît, suivi progressivement par la formation spontanée de *rouleaux de convection* (Figure n°24b/c). Le mouvement des molécules de liquide s'ordonne spontanément pour donner forme à une organisation collective stable. Ce phénomène est une illustration de la non-linéarité. En

fonction de leur intensité, des modifications de température seront responsables du maintien de l'état des rouleaux ou au contraire de leur déstabilisation et de l'apparition spontanée d'un nouvel état d'organisation. Dans ce cas, l'intensité de température appliquée à la plaque est appelée *paramètre de contrôle*. Le diamètre des rouleaux de convection est appelé *paramètre d'ordre* ou *variable collective*. Il permet de définir le comportement collectif adopté par l'ensemble des composants du système (les molécules de liquide). Cette variable collective résume les relations stables entre les composants du système étudié.

Il est intéressant de noter que si l'on peut prédire l'apparition des rouleaux de convection, on ne peut prévoir leur sens de rotation. Schönert et Kelso (1988) rappellent à cet égard que rien, dans le fait que la température augmente, ne peut influencer sur la forme du patron qui va émerger. Ainsi, le sens de rotation a autant de chance d'aller dans un sens comme dans l'autre comme l'indiquent les diagrammes de bifurcation de la figure n°24. L'augmentation du paramètre de contrôle conduit le liquide à une situation d'instabilité (signifiée par la flèche verticale) à partir de laquelle les rouleaux de Bénard émergents tourneront dans un sens ou dans l'autre, de façon équiprobable.

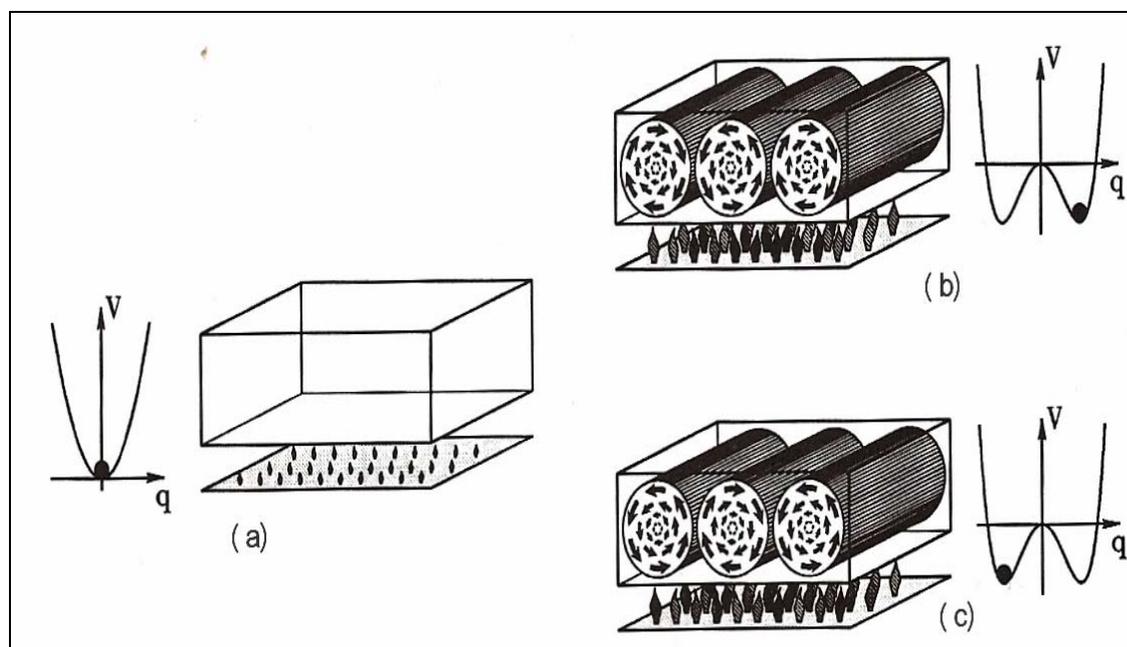


Figure n°24

9.2.2 L'expérience de Hoyt et Taylor

Les changements brutaux d'un état stable vers un autre état stable par modification d'un paramètre extérieur au système (un paramètre de contrôle) sont une caractéristique des systèmes complexes auto-organisés. Ces changements sont appelés *transitions de phase* et sont associés à l'émergence de nouvelles formes d'organisation. L'expérience réalisée par Hoyt et Taylor en 1981 permet d'illustrer ce phénomène dans le cas du mouvement biologique (Figure n°25). Notons que cette étude, utilisée par beaucoup pour décrire les phénomènes auto-organisés appliqués à la locomotion, n'a pas été initiée, perçue ou interprétée comme telle par ses auteurs qui ont seulement décrit les aspects énergétiques associés à ces transitions. Faisant évoluer des chevaux sur un tapis roulant, ils ont augmenté progressivement la vitesse. Jusqu'à une certaine valeur de vitesse, les chevaux ont maintenu l'allure à laquelle ils évoluaient. A partir d'un certain seuil de vitesse, les chevaux sont passés brusquement d'un patron de coordination « pas » (état stable) à un patron de coordination « trot » (nouvel état stable) puis, la vitesse augmentant, à un patron de coordination « galop » (nouvel état stable). Ce phénomène a été observé lors de l'augmentation et lors de la diminution progressive de la vitesse, agissant ici comme paramètre de contrôle. S'intéressant uniquement aux aspects énergétiques associés aux changements d'allures, ces auteurs ont simplement constaté, sans une ébauche d'explication, ces transitions brutales d'un patron de coordination à un autre (illustrant le caractère non linéaire des coordinations motrices) et que la valeur de vitesse de transition lorsque la vitesse augmente est différente de celle lorsque la vitesse diminue (ce phénomène, rencontré dans toutes les transitions de phase, est appelé *hystérèse*). Cette étude, utilisée par beaucoup pour décrire les phénomènes auto-organisés appliqués à la locomotion, n'a pas été initiée, perçue ou interprétée comme telle par ses auteurs qui ont seulement décrit les aspects énergétiques associés à ces transitions.

Comme nous l'indiquions précédemment, Marey, en son temps, s'était déjà interrogé sur ces phénomènes de brusque changement d'allure mais, n'ayant pas les « outils » théoriques et conceptuels pour expliquer ces modifications, il s'en était tenu à l'évocation d'un changement de comportement (Marey, 1873/1993).

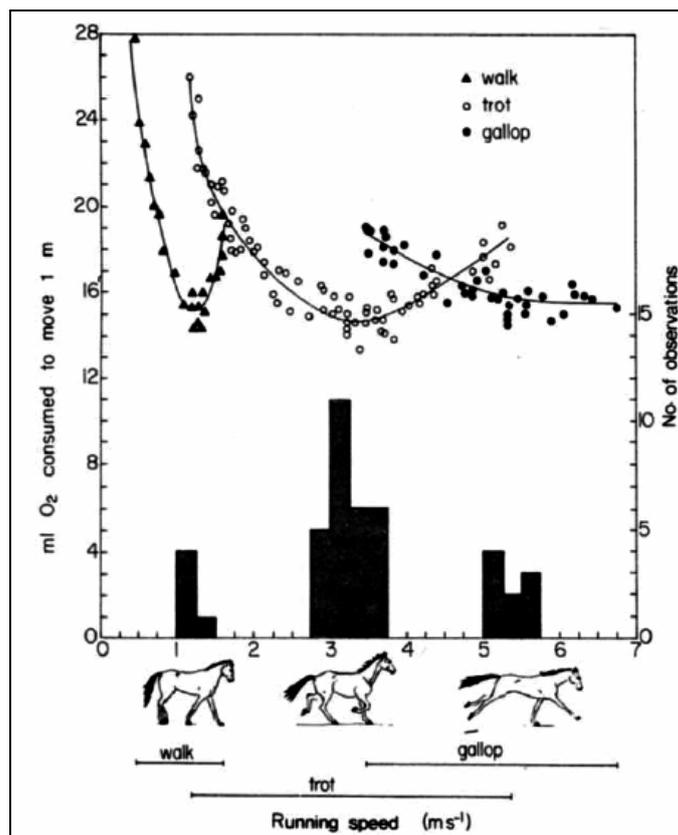


Figure n°25

9.2.3 Une description macroscopique du comportement

Ces deux exemples confirment l'intérêt de la Théorie des Patrons Dynamiques en particulier en regard de la réduction dimensionnelle du comportement étudié. Il convient alors de trouver une variable pertinente qui permette d'exprimer ce comportement sur un plan macroscopique. On retrouve dans cet objectif une similitude avec le projet behavioriste précédemment présenté. Cependant, il ne s'agit pas là d'établir une relation entre une entrée (un stimulus) et une sortie (un comportement), mais d'étudier le comportement lui-même en tant que couplage entre les éléments étudiés (Zanone, 1999). Il est intéressant de noter qu'en établissant des relations entre les éléments d'un système à un échelon macroscopique, il est alors possible d'étudier le lien entre des structures très différentes et *a priori* très éloignées par leur fonction propre. Ainsi, si de nombreux travaux fondateurs de l'approche, que l'on verra au paragraphe suivant, ont porté sur les coordinations bimanuelles (Kelso, 1984; Kelso, et al., 1979) ou sur la coordination d'éléments impliqués dans une même tâche ou un même but, comme le maintien de la posture (Bardy, Marin, Stoffregen, & Bootsma, 1999), il a été possible d'envisager des systèmes n'ayant *a priori* pas de liens structurels ou fonctionnels évidents. Par exemple, ont été étudiés la relation entre les fréquences respiratoire et de pédalage (Villard,

Casties, & Mottet, 2005), la coordination cavalier-cheval (Lagarde, Peham, Licka, & Kelso, 2005) ou dans le cadre de situations sportives, comme le badminton (McGarry, Anderson, Wallace, Hughes, & Franks, 2002) ou le tennis (Palut & Zanone, 2005), .

9.2.4 Des variables descriptives originales

La Théorie des Patrons Dynamiques offre l'avantage de mettre en évidence la coordination entre des composants du mouvement indépendamment des causes qui la produise. A partir de données décrivant un mouvement (cinématiques, par exemple) sont calculées des variables dites *collectives* (ou paramètre d'ordre) qui traduisent l'état d'organisation ou de coordination du système. Kelso (1995) précise qu'à travers l'étude de l'instabilité qui permet de distinguer des patrons de coordination entre eux ainsi que les changements brutaux d'un patron à un autre, il est possible de découvrir ces paramètres d'ordre. En effet, ils se caractérisent par des changements abrupts associés aux modifications de comportement alors que d'autres variables évoluent de façon linéaires dans la même situation. Dans le cas de motricité cyclique comme la marche, la phase relative, c'est-à-dire la différence de phase entre deux processus oscillatoires, s'est avérée être une variable pertinente pour la mesure de la coordination. Elle peut être calculée en des points remarquables du cycle, comme des points d'inversion (phase relative discrète), ou tout au long du cycle (phase relative continue) (Kurz & Stergiou, 2002) (Figure n°26).

Classiquement, la phase relative *discrète* (Φ) se calcule de la façon suivante (Kelso, 1995) :

$$\Phi_1 = t_{i+1} - \tau_i / t_{i+1} - t_i$$

où t_i et t_{i+1} sont les moments de deux maxima successifs d'un oscillateur, et τ_i la moment du maximum de l'autre oscillateur, tel que $t_i < \tau_i < t_{i+1}$:

Une première méthode de calcul de la phase relative *continue* (Φ) s'effectue en trois temps après normalisation des déplacements et des vitesses angulaires. Dans un premier temps, le portrait de phase de chaque segment est réalisé. Il s'agit de la représentation dans un repère cartésien de la vitesse par rapport à la position. Dans un second temps, l'angle de phase est calculé. Il s'agit de la transformation du portrait de phase en représentation polaire. Enfin, la phase relative est calculée par la différence entre les angles de phase des deux segments coordonnés.

$$\Phi = \phi_{\text{segment distal}}(t) - \phi_{\text{segment proximal}}(t)$$

où $\phi_{\text{segment distal}}(t) = \tan^{-1}(d \theta_{\text{segment distal}} / d(t))$ et $\phi_{\text{segment proximal}}(t) = \tan^{-1}(d \theta_{\text{segment proximal}} / d(t))$

Cette méthode de calcul est dite de l'arc tangente. Elle nécessite la normalisation des données afin de contrôler l'amplitude et la vitesse de déplacement de chaque segment étudié ainsi que sa fréquence d'oscillation (Hamill, Haddad, & McDermott, 2000). Elle présente l'avantage d'être très précise au niveau temporel mais le désavantage d'être très sensible aux variations d'amplitude du mouvement et à sa cinématique, si bien que les statistiques peuvent s'en trouver dangereusement faussées (Zanone & Kelso, 1992).

Une seconde méthode de calcul de la phase relative continue se fait par une méthode de transformée de Hilbert. Cette méthode consiste en une transformation de la fréquence des séries temporelles obtenues par analyse en un signal résultant composé de nombres complexes (Pikovsky, Rosenblum, & Kurths, 2001, p. 362-370). Elle présente l'avantage d'être moins sensible aux variations d'amplitude et de fréquence. En revanche, la précision du résultat obtenu dépend des algorithmes utilisés pour le calcul.

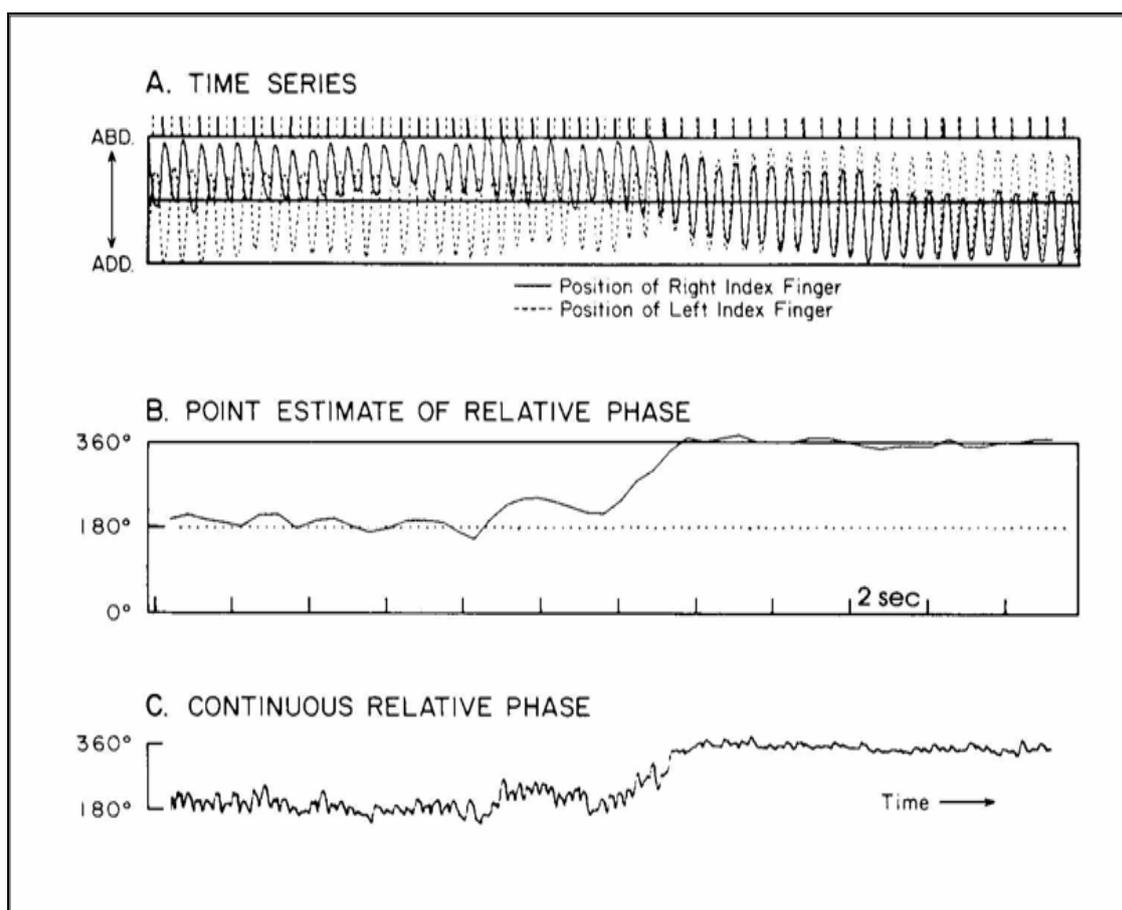


Figure n°26

9.3 La coordination : une dynamique spontanée

Utilisant dès le début des années 80 l'étude des coordinations bimanuelles comme paradigme expérimental (Figure n°27), Kelso va appréhender la coordination motrice en tant que phénomène auto-organisé et mettre en évidence des réponses typiques en fonction de contraintes données (Kelso, 1981, 1984). Utilisant la phase relative (Φ) comme variable collective, il va montrer que deux patrons stables de coordination (correspondant aux *attracteurs* de la dynamique sous-jacente) peuvent apparaître spontanément, c'est-à-dire sans consigne explicite autre que de faire osciller les segments ensemble : anti-phase ou 180° ou activation alternée des mêmes groupes musculaires (Figure n°28) et en-phase ou 0° ou activation simultanée des mêmes groupes musculaires (Figure n°29).

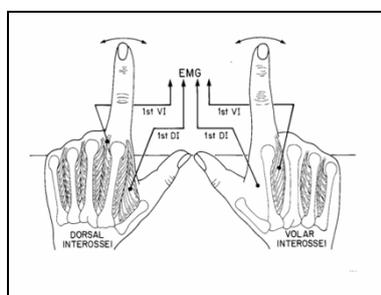


Figure n° 27

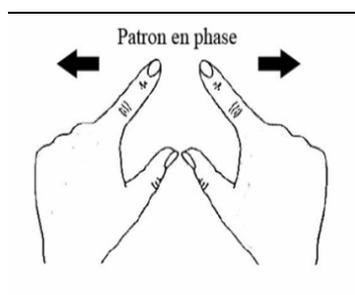


Figure n°28

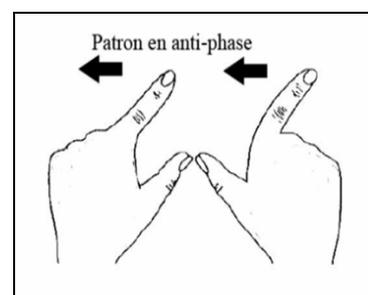


Figure n°29

En augmentant régulièrement la fréquence d'oscillation, la coordination en-phase se maintient tant que le mouvement simultané des doigts reste possible ; en revanche, la coordination en anti-phase n'est pas maintenue et bascule vers une coordination en en-phase à une fréquence critique. A ce stade, le mode de coordination en anti-phase est devenu instable, si bien que le système bascule finalement vers l'autre mode de coordination resté stable (en-phase) (Kelso, 1984) (Figures n°28 et n°29).

9.4 Questions de stabilité

Les diverses expériences sur la coordination, bimanuelle en particulier, ont permis de concevoir la coordination motrice comme une propriété émergente, issue de l'auto-organisation du système neuro-musculo-squelettique. En effet, elles ont montré qu'elles présentaient des caractéristiques propres à une dynamique auto-organisée, en particulier des transitions brutales d'un attracteur à un autre suite à une perte de stabilité (Kelso, 1995, p.43).

La coordination est un processus dynamique soumis à des contraintes qui évolue dans le temps. Comme les exemples précédents nous l'ont montré, la perte de stabilité sous l'effet d'une variation du paramètre de contrôle peut provoquer un changement brutal d'un mode de coordination vers un autre. Cependant, toutes les variations de contraintes n'entraînent pas nécessairement de transition d'un patron vers l'autre. Pour Schöner et Kelso (1988), l'apport majeur de l'utilisation des théories des systèmes dynamiques auto-organisés tient dans ce concept de stabilité.

Lorsqu'une perturbation modérée est exercée sur un système de deux composants coordonnés, la variable collective stabilisée autour de l'attracteur change temporairement de valeur avant de revenir à sa valeur initiale. La durée entre la perturbation et le retour à l'état initial, le *temps de relaxation*, est une mesure de la stabilité. Plus sa valeur est faible, plus l'attracteur est fort, c'est-à-dire plus le couplage entre les deux composants est fort. Inversement, plus sa valeur est élevée, plus le couplage est faible.

La variabilité de la phase relative est une autre façon valide de mesurer la stabilité. Plus sa valeur est faible, plus l'attracteur est fort, plus le couplage entre les deux composants est fort. Reprenant l'exemple de la coordination bimanuelle, il a été montré que proche des attracteurs (0° ou 180°), la variabilité est faible, ce qui signifie que le couplage entre les segments est fort (Jeka & Kelso, 1989). Il est particulièrement intéressant de noter qu'un même couplage peut avoir diverses stabilités (caractérisées par la variabilité de la phase relative) lorsqu'il donne lieu à plusieurs attracteurs. La variabilité de la phase relative, exprimée par son écart type (SD), offre ainsi une mesure de la stabilité de la coordination entre deux composantes, c'est-à-dire de la force de leur couplage (Hamill, van Emmerick, Heiderscheit, & Li, 1999; Stergiou, Jensen, Bates, Scholten, & Tzetzis, 2001; Richard E.A. Van Emmerik & Van Wegen, 2000; Wheat & Glazier, 2006).

Ces mesures de la stabilité peuvent s'appliquer à tout paramètre d'ordre, choisi comme étant le plus pertinent pour mesurer une coordination. La stabilité (plus ou moins grande) d'une coordination est l'expression des échanges d'énergie permanents entre les composants du système. Kelso (1995) propose que la façon d'étudier la formation de patrons de coordination et la formulation de lois de la dynamique de comportements émergents passe par l'étude de l'instabilité du mouvement. La caractéristique majeure d'un attracteur étant sa stabilité, l'étude de la variabilité est un moyen pertinent de le déterminer.

9.5 Stabilité – flexibilité

La réalisation d'une tâche motrice fait appel à la coordination de différents effecteurs. Cependant, un même geste n'est pas réalisé dans les mêmes circonstances, ce qui demande une adaptabilité importante et peut nécessiter de faire appel à des solutions motrices différentes. Si la variabilité d'une variable peut être perçue comme du bruit, appliquée à la coordination motrice, elle devient signe d'adaptabilité. Le patron de coordination réalisé s'adapte en permanence. La variabilité peut être perçue comme l'expression de l'adaptabilité de la dynamique sous jacente pour maintenir un même patron. Mise en évidence en particulier par l'utilisation de la théorie des patrons dynamiques dans le domaine de la pathologie (Wagenaar & van Emmerick, 1994, 1996), la variabilité suggère alors une meilleure adaptabilité aux circonstances de la tâche.

10. La locomotion, entre stabilité et flexibilité.

Comme évoqué au début de ce chapitre introductif, la locomotion est une caractéristique importante de l'Homme et touche à sa relation avec son environnement. Elle implique l'ensemble des segments corporels. Le très grand nombre de degrés de liberté impliqués dans la réalisation de la locomotion, et du mouvement en général, pose un problème réel de gestion et de contrôle. Bernstein suggère l'existence d'unités fonctionnelles qui facilitent ce contrôle (Bernstein, 1937/1967) et qui se coordonnent selon des principes évoqués par von Holst (1973).

Issue des théories et concepts de la synergétique, l'approche dynamique des patrons de coordination permet d'aborder de façon originale l'étude et l'analyse du mouvement. Deux aspects principaux de cette approche retiennent particulièrement notre attention. Tout d'abord, le corps humain peut être considéré comme un système ouvert, composé d'éléments interagissant, soumis à des contraintes externes ; dans ces conditions, rien ne s'oppose à l'émergence du comportement moteur (Haken, 1977; Kelso, 1995; Kugler, et al., 1980). D'autre part, abordant ce comportement à un niveau de moindre complexité par rapport au niveau des effecteurs, l'approche dynamique des patrons de coordination permet de quantifier la coordination au travers d'une variable d'ordre résumant ce comportement.

10.1 Unité fonctionnelle « passagère » - unité fonctionnelle « locomotrice »

Perry et Burnfield (2010), décrivant le patron de marche, rappellent que le corps humain peut être divisé en deux unités fonctionnelles. Alors que chacune d'elles contribue conjointement à la locomotion, leur rôle respectif est bien distinct. L'unité fonctionnelle « passagère », composée de l'ensemble Tête, Tronc, Bras, représente environ 70% de la masse corporelle située à la partie supérieure du corps (Winter, 2005). L'étude de l'activité musculaire de cette unité met en évidence son rôle essentiel dans le maintien des alignements vertébraux et dans l'absorption des modifications posturales liées au mouvement (Perry & Burnfield, 2010). L'unité fonctionnelle « locomotrice », pour sa part, est composée des membres inférieurs et du bassin et contribue de façon directe au déplacement par sa liaison avec le support.

10.2 Unités fonctionnelles ou sous systèmes du corps en mouvement

Reprenant les concepts proposés par l'approche dynamique des patrons de coordination, on peut assimiler les unités fonctionnelles décrites plus haut comme des systèmes. En leur sein, les différentes composantes interagissent, couplent leurs actions, s'auto-organisent et produisent ainsi un comportement moteur coordonné sous l'effet de contraintes environnementales. Il est alors possible d'étudier chacun de ces systèmes comme un système auto-organisé soumis à des contraintes et dont le comportement, à un niveau macroscopique, peut être résumé à l'aide d'une variable d'ordre, comme il est possible d'étudier comment ces deux systèmes se coordonnent pour donner un comportement stable comme la marche ou la course.

10.3 L'unité fonctionnelle « locomotrice » en tant que système auto-organisé

Appréhendée en tant que système auto-organisé, l'unité fonctionnelle « locomotrice » organise ses différentes composantes de telle sorte qu'elles produisent le mouvement par couplage entre ces différents éléments. Comme nous l'avons vu précédemment, on connaît leurs modes d'interaction à différents niveaux, articulaire, musculaire, etc. Dans une perspective d'auto-organisation, ce système est soumis à des contraintes environnementales, en particulier la pesanteur, que ce soit par la masse corporelle située au-dessus ou la réaction du sol consécutive aux forces exercées. Il est aussi soumis à des contraintes liées aux structures elles-mêmes et qui affectent directement l'interaction entre les composantes du

système. Enfin, il est soumis à des contraintes liées à la tâche proprement dite : rester debout et progresser. En effet, maintenir une posture érigée, lutter contre les effets de la gravité et progresser spatialement par transmission de forces au sol/venant du sol nécessitent une rigidité du membre inférieur mise en avant en termes biomécaniques (Butler, Crowell III, & McClay Davis, 2003; Davis & DeLuca, 1996; Edwards, 2007). Nous postulons que le comportement coordinatif émergent est ainsi contraint par ce contexte et se caractérise par une stabilité importante, c'est-à-dire une faible amplitude de variation dans la valeur du paramètre d'ordre.

Dans une première partie de ce travail, nous appréhenderons l'unité fonctionnelle « locomotrice » en tant que système auto-organisé soumis à ces différentes contraintes et nous envisagerons la coordination interarticulaire émergeant de l'interaction entre les différentes articulations. Après avoir évoqué un travail antérieur sur l'effet d'un orthèse plantaire sur le patron d'activation musculaire et sur la coordination entre la cheville et le genou, nous aborderons les conséquences de l'expertise dans une tâche locomotrice (course par des athlètes et par des non athlètes) sur la coordination entre les articulations des membres inférieurs et les conséquences d'antécédents traumatiques de la cheville sur la coordination entre la cheville et le genou lors d'un saut unipodal.

10.4 Unité fonctionnelle « passagère » - unité fonctionnelle « locomotrice » en tant que sous systèmes interagissant

Kelso rappelle que « le couplage dans les systèmes biologiques doit refléter les contraintes fonctionnelles et pas simplement mécaniques, si le comportement doit être adaptable et réussi » (Kelso, 1995, p. 70, notre traduction). L'adaptabilité, ici de la locomotion, se distingue de l'invariance du mouvement. Bernstein (1967, p. 48), devant la variabilité de mouvement du membre supérieur d'un forgeron tapant avec son marteau, l'analyse comme étant dû à l'adaptabilité du mouvement (Figure n°30). Cependant, si la variabilité est caractéristique de l'adaptabilité, l'inverse est aussi vrai. Peu de variabilité implique une adaptabilité moindre (Newell & Slifkin, 1998). Les situations usuelles apportent des changements nombreux à l'environnement dans lequel on évolue. Le maintien d'un même patron malgré ces changements plaide pour une flexibilité dans la coordination des différents éléments concernés, dans leur organisation. Or, dans le contexte de la locomotion, comme nous le verrons dans la première partie expérimentale, la variabilité au sein de l'unité

fonctionnelle « locomotrice » en tant que système auto-organisé, est faible. Les modifications observées, même si elles sont significatives, n'indiquent pas de transitions brutales de patrons de coordination mais davantage des décalages de valeurs des attracteurs. Aussi, nous envisagerons la coordination entre l'unité fonctionnelle « locomotrice » et l'unité fonctionnelle « passagère » comme étant la variable d'adaptation entre le corps, l'environnement et la tâche. A cet effet, dans la seconde partie de ce travail, nous étudierons cette relation entre l'unité fonctionnelle « passagère » et l'unité fonctionnelle « locomotrice » ou, en termes dynamiques, entre deux sous-systèmes du système neuro-musculo-squelettique. La flexibilité de coordination observée entre ces deux sous-systèmes apparaît alors comme étant le signe d'une adaptabilité aux contraintes environnementales alors que le comportement du sous-système « locomoteur » seul demeure d'une grande stabilité.

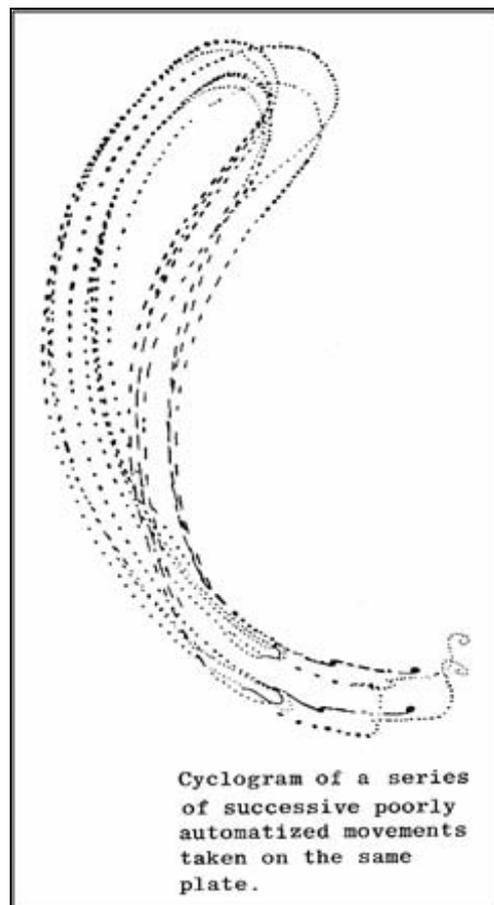


Figure n°30

10.5 Principes sous-jacents à la coordination et contraintes topographique et musculaire

Afin de mener à bien la tâche locomotrice, l'individu doit en premier lieu lutter contre la gravité avant d'envisager de se déplacer. Les groupes musculaires agonistes et antagonistes agissent en ce sens autour des différentes articulations des membres inférieurs. Les descriptions habituelles de la marche et de la course décrivent des mouvements relatifs des bras et de jambes en opposition de phase (Ayyappa, 1997; Elftman, 1939, 1951) soutenues par des descriptions physiologiques faisant état de liaisons, en particulier neurologiques (Baldissera, Cavallari, & Leocani, 1998; Dietz, 2002; Dietz, Fouad, & Bastiaanse, 2001).

De même, des principes sous-jacents aux coordinations inter-segmentaires ont été mis en évidence, en particulier la tendance à solliciter des groupes musculaires homologues lors de coordination entre deux segments d'une même ceinture (homologie musculaire) ou de coordonner plus facilement des segments se déplaçant dans la même direction (isodirectionnalité), notamment les segments de deux ceintures différentes (Park, Collins, & Turvey, 2001; Swinnen, Jardin, Meulenbroek, Dounskaia, & Hofkens-Van Den Brandt, 1997).

Nos travaux, que nous présenterons dans la seconde partie de ce document, ont mis en évidence une grande flexibilité de la coordination entre les ceintures scapulaires et pelviennes par des modifications de contraintes. Dans une troisième partie, nous aborderons la coordination entre les segments corporels et son évolution en fonction de la position initiale des segments. Ces changements topographiques ont pour but de solliciter différemment les composantes du système étudié. En effet, alors que les travaux ayant conduit à la formalisation des principes sous-jacents aux coordinations inter-segmentaires ont sollicité prioritairement un groupe musculaire relativement à son antagoniste, nous avons comparé cette situation à une situation où la position des segments sollicite de façon équivalente les groupes musculaires agonistes et antagonistes. La sensibilité aux contraintes externes étant différente en fonction de l'exposition topographique offerte, nous mettrons en évidence une grande flexibilité de coordination entre les segments corporels et l'effet de la position initiale d'un segment corporel par rapport à un autre dans l'établissement d'une coordination.

Chapitre 1 *Coordination intra-membre*

1. Contraintes agissant sur l'interaction des composants du système neuro-musculo-squelettique

La théorie des patrons dynamiques définit la coordination motrice comme émergent de l'interaction entre des composantes corporelles en lien avec l'environnement. Plus précisément, cette organisation émergente résulte dans un état stable du système dans son ensemble, rendu possible par l'interaction et l'échange d'énergie et d'information entre les composantes confrontées à des contraintes (Kugler, et al., 1980) qui en conditionnent la dynamique (Araújo, Davids, Bennet, Button, & Chapman, 2004; Kelso, 1995). En fonction de ces contraintes, cette dynamique peut certes établir des états stables, mais aussi provoquer des pertes de stabilité lorsque les contraintes appliquées dépassent un certain seuil. Dans le cas du mouvement humain, le contexte environnemental, en particulier la pesanteur (que ce soit par la masse corporelle située au-dessus ou la réaction du sol consécutive aux forces exercées), ou les contraintes liées directement à la tâche affectent l'interaction entre les composantes du système et agissent conjointement en véritable *coalition de contraintes* (Park, et al., 2001; Salesse, Temprado, & Swinnen, 2005; Temprado, Swinnen, Carson, Tourment, & Laurent, 2003). Il convient de considérer ces contraintes comme n'agissant pas en un simple assemblage additif dans la coalition, mais comme pouvant agir avec un poids relatif différent en fonction des circonstances ou de la tâche. C'est cela qui assure la flexibilité adaptative de la dynamique résultante.

Au long de ce chapitre nous allons étudier la coordination entre les segments au sein du membre inférieur dans des tâches locomotrices ou lors d'un saut unipodal sur un support instable. Il convient de rappeler que l'expression anglophone pour parler de coordination intersegmentaire au sein d'un même membre corporel est beaucoup plus simple : *intralimb coordination* et pour parler de coordination entre plusieurs membres corporels : *interlimb coordination*.

2. Coordination interarticulaire au sein d'un même membre

2.1 La phase relative comme mesure valide de la coordination interarticulaire au sein d'un même membre

A l'instar des résultats princeps portant sur la coordination bimanuelle (Kelso, 1984), Kelso et coll. (1991 ; 1995) ont mis en évidence que la coordination entre le poignet et le coude, au sein d'un même membre supérieur (Figure n°30), présente spontanément les deux modes de coordination, en-phase (Figure n°30b) et anti-phase (Figure n°30a), ainsi que la présence d'une transition de l'anti-phase vers l'en-phase avec l'augmentation de la fréquence d'oscillation. L'en-phase correspond à un déplacement dans la même direction des segments articulés, que l'avant-bras soit initialement en pronation ou en supination. Lorsque l'avant-bras est en supination (paume de la main vers le haut), l'en-phase correspond à une flexion du poignet et une flexion du coude ; lorsque l'avant bras est en pronation (paume de la main dirigée vers le bas), l'en-phase correspond à une extension du poignet et une flexion du coude. En conséquence, la coordination en-phase correspond à la coordination la plus stable, quelles que soient les positions des segments à coordonner.

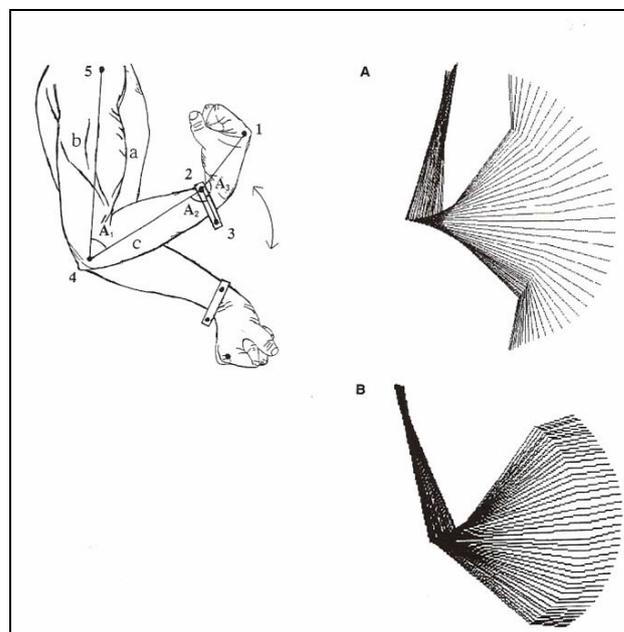


Figure n°30

Dans une seconde expérience, Buchanan et Kelso (1993) modifient progressivement la position initiale de l'avant bras au cours de l'expérimentation, par paliers successifs de pronation à supination et inversement. Au fur et à mesure de ce changement de position initiale, ils notent

le maintien d'une coordination basée sur le maintien d'une direction identique de mouvement, dans un repère externe, indépendamment de la position initiale de l'avant bras par transition d'un patron stable vers un autre patron stable. Hormis la vérification de ce principe d'isodirectionnalité, ces travaux ont permis de valider la phase relative comme une mesure fiable de la coordination interarticulaire au sein d'un même membre.

2.2 Application aux membres inférieurs

Rappelant que le patron de coordination émergent dépend des contraintes auxquelles le système est soumis, qu'elles soient externes (comme la surface de marche par exemple) ou internes (comme une pathologie neuromusculaire par exemple), Haddad et coll. (2006) se sont intéressés à la coordination interarticulaire au sein du membre inférieur lors de la marche. Utilisant des charges pour modifier l'inertie de différents segments des membres inférieurs, ces auteurs ont montré une tendance à l'invariance de la phase relative, permettant de mesurer la coordination interarticulaire. Si ces résultats confirment des travaux précédents (Whitall & Caldwell, 1992), ils s'opposent aux travaux de Byrne et coll. (2002). En étudiant les effets de l'âge et d'une perturbation d'inertie de la marche par ajout d'une masse, ces derniers montrent une différence significative de la valeur absolue de la phase relative continue entre la jambe et la cuisse ainsi qu'une variabilité augmentée liée à l'âge. Si les différences exprimées par ces différents travaux semblent significatives, elles n'en expriment pas moins des similitudes. En effet, alors que le patron de coordination reste identique dans toutes les situations - il n'existe pas de transition entre l'en-phase et l'anti-phase par exemple -, la différence significative de la valeur absolue de l'attracteur indique des modifications de surface du patron existant avec décalage de la valeur de l'attracteur. Ce phénomène peut être considéré comme le signe de la dynamique sous-jacente s'adaptant aux contraintes subies.

3. L'orthèse plantaire : une manifestation d'une contrainte externe

C'est cette thématique de l'adaptation à une contrainte faible que nous avons étudiée lors d'un travail mené dans le cadre de notre précédente activité professionnelle, à travers l'effet du port d'une orthèse plantaire sur le pattern d'activation musculaire et sur la coordination interarticulaire entre la cheville et le genou.

En podologie, l'orthèse plantaire est un moyen thérapeutique fréquemment utilisé. Au milieu des années 80, l'objectif de ces appareillages était de compenser les troubles statiques par un réaligement des structures ostéo-articulaires de l'arrière pied (Lavigne & Noviel, 1981; Verleysen, 1982). Au fur et à mesure de notre exercice, nous avons appris à examiner nos patients non plus immobiles mais en mouvement. Notre approche thérapeutique a suivi cette évolution et nous avons alors conçu les orthèses en termes de fonction et de déplacement. Pendant de nombreuses années, nous avons ainsi exercé en connaissant, au moins partiellement, les seuls effets cinématiques et ostéo-articulaires visualisés souvent par contrôle vidéo. Des travaux réalisés ces dernières années ont confirmé ces objectifs mis en évidence jusque là de façon plutôt empirique (Nester, van der Linden, & Bowker, 2003; Stacoff, et al., 2007; Stacoff, et al., 2000). Supposant des répercussions musculaires à cette approche thérapeutique, nous avons été amenés à entreprendre un travail de recherche visant à mesurer quantitativement les effets d'une orthèse plantaire sur la cinématique du pied et sur le pattern d'activation musculaire au cours de la marche. Profitant des données expérimentales acquises à cet effet, nous avons, postérieurement, mesuré la phase relative continue entre la cheville et le genou dans ces deux conditions, l'orthèse plantaire étant alors considérée comme une contrainte externe agissant sur la coordination du membre inférieur.

3.1 Effets de l'orthèse plantaire sur le pattern d'activation musculaire

3.1.1 Protocole expérimental et traitement des données

Lors de cette expérimentation, 12 sujets présentant un valgus calcanéen supérieur à 5° (Figure n°31), entraînant une pronation majorée du médio pied lors de l'appui unipodal, ont marché à vitesse spontanée dans deux conditions expérimentales : avec et sans orthèse. Les données cinématiques du pied, de la jambe et de la cuisse ainsi que les signaux EMG (*Tibialis Anterior*, *Soleus*, *Gastrocnemius Medialis*, *Gastrocnemius Lateralis*, *Peroneus Longus*, *Rectus Femoris*, *Gluteus Medialis*) ont été enregistrées. Dans un second temps, et à partir des données cinématiques, la phase relative continue entre la cheville et le genou a été calculée selon la méthode de la transformée de Hilbert (Pikovsky, Rosenblum, & Kurths, 2001). Les séries temporelles de toutes les variables ont été normalisées sur la durée du cycle de marche. Une ANOVA (avec orthèse vs. sans orthèse) a été réalisée sur le début d'activation musculaire, la durée d'activation musculaire et la phase relative continue entre la cheville et le

genou. Le seuil de significativité a été établi pour $p < 0.05$. Le pattern d'activation musculaire a été comparé avec et sans orthèses plantaires.



Figure n°31

3.1.2 Protocole expérimental et traitement des données musculaires et cinématiques

Les résultats ont confirmé un effet significatif de l'orthèse plantaire sur le pattern d'activation musculaire à la marche (Figure n°32). Nous retenons en particulier une durée d'activation du *Tibialis Anterior* significativement plus courte, une activation significativement retardée et d'une durée significativement plus courte du *Soleus* enfin, une durée d'activation significativement plus courte du *Peroneus longus*. Si on note une diminution de la pronation du médio pied avec, dans le plan frontal, une diminution marquée du valgus calcanéen, on ne mesure pas de différence significative de la cinématique de la cheville et du genou dans le plan sagittal. Enfin, l'utilisation d'une orthèse plantaire visant à diminuer le valgus calcanééo-jambier raccourcit significativement le temps d'appui du talon (phase dite de *début d'appui*).

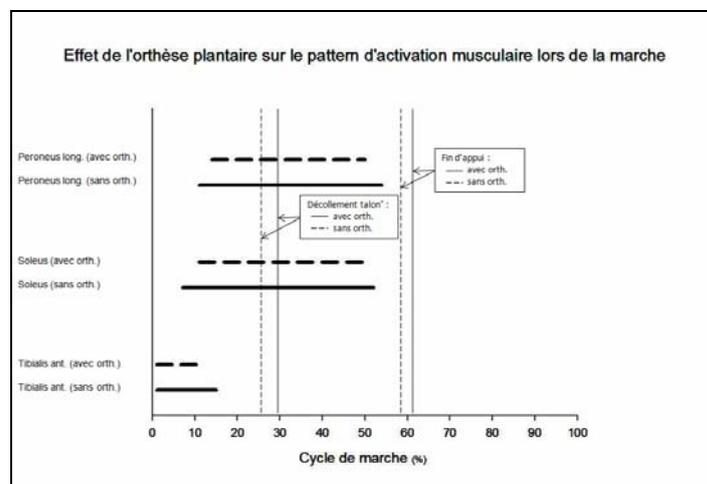


Figure n°32

3.3 Effet de l'orthèse plantaire sur la coordination entre la cheville et le genou à la marche

Nous avons comparé la valeur de la phase relative continue entre la cheville et le genou pour chaque sujet dans les deux conditions expérimentales. La différence relevée dans les deux cas n'était pas significative en moyenne (Figure n°33). Alors que l'utilisation d'une orthèse plantaire apporte des modifications significatives dans l'organisation spatio-temporelle, neuro-musculaire et articulaire de la marche, la coordination entre la cheville et le genou n'est pas modifiée, que ce soit lors du seul appui de l'arrière pied (temps d'action de l'orthèse) ($F_{(1, 11)} = 0.06, p > 0.05$) ou lors de la phase d'appui du pied au sol ($F_{(1, 11)} = 0.71, p > 0.05$), bien qu'elle ait pu être a priori affectée par les changements de surface. Ces résultats, tout marginaux qu'ils soient, tendent à étayer le fait que malgré des changements apportés dans l'organisation ostéo-articulaire et neuro-musculaire par l'orthèse plantaire, l'interaction entre les différentes composantes, la dynamique sous-jacente, permet le maintien d'une même synergie. La coordination interarticulaire reste stable. Posant ces résultats différemment, on peut dire qu'un même patron dynamique de coordination émerge dans deux contextes différents, c'est-à-dire deux niveaux de contraintes. De plus, cette stabilité du patron de coordination à un niveau macroscopique signifie que la redondance des degrés de liberté à un niveau plus élevé de complexité offrirait une plus grande flexibilité au système.

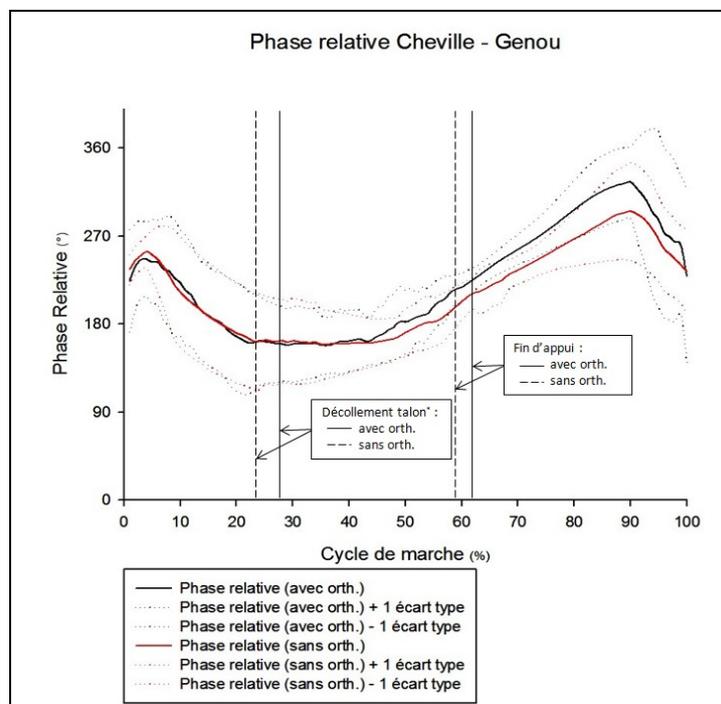


Figure n°33

4. Effets de l'apprentissage sur la coordination interarticulaire des membres inférieurs durant la course

La première étape de notre étude sur la coordination entre les segments des membres inférieurs s'est faite au travers d'une étude sur les effets de l'expertise sur le patron de course.

4.1 Le geste sportif en tant que geste appris

La pratique sportive fait appel à des mouvements spécifiques qui répondent à plusieurs buts et s'acquièrent suite à l'apprentissage et l'expérience. En premier lieu, ils permettent (ou approchent) la bonne réalisation de l'objectif fixé en termes de précision, de vitesse et/ou de force. Ils doivent aussi être réalisés dans un contexte énergétique favorable, c'est-à-dire en permettant la réussite de la tâche avec coût énergétique minimal (Brisswalter & Hausswirth, 2003), en particulier dans le cas de mouvements cycliques comme la course (Kiröläinen, Belli, & Komi, 2001). Enfin, ils doivent respecter au mieux les contraintes musculo-articulaires du corps en mouvement, telles que définies par la biomécanique, au risque de provoquer des pathologies consécutives à leur mauvaise réalisation (Hamill, et al., 1999).

Dans de nombreuses situations sportives, les mouvements demandés requièrent des coordinations non présentes dans le répertoire. Ils nécessitent un apprentissage, c'est-à-dire, en termes dynamiques, l'acquisition d'un nouveau patron de coordination (Zanone, 1999; Zanone & Kelso, 1992). Comme nous l'avons développé précédemment, Bernstein suggère que cette acquisition se fait en deux temps. Après une première phase de blocage, s'établit un relâchement progressif des degrés de liberté (Bernstein, 1937/1967). Cette acquisition donne lieu à une synergie qui traduit une nouvelle organisation entre les composantes et qui se stabilise avec la pratique. Un certain nombre de travaux ont illustré cette conception de l'apprentissage de nouveaux modes de coordination. Vereijken et collaborateurs (Vereijken, Whiting, & Beek, 1992) ont ainsi abordé la coordination entre l'ensemble des segments corporels dans une tâche s'apparentant au ski (Figure n°34). Sur un simulateur, il s'agissait d'effectuer des mouvements d'oscillation de grande amplitude et à une fréquence élevée. Les résultats montrent un relâchement progressif des degrés de liberté articulaires au cours de l'apprentissage. L'évolution de la coordination passe d'une situation « rigide » dans laquelle le couplage entre les différents segments corporels est fort à une situation plus « relâchée » où

les segments agissent de façon plus ample et « indépendante », c'est-à-dire avec des décalages temporels plus importants.

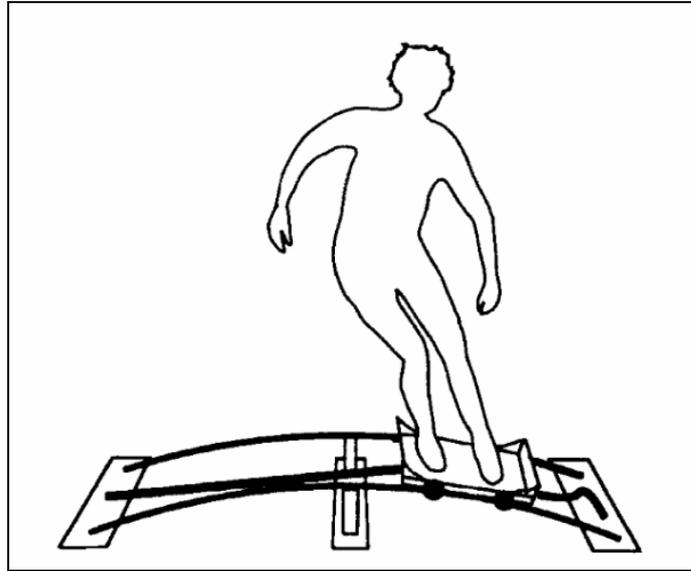


Figure n°34 : Expérience de Vereijken et coll. (1992)

Temprado et collaborateurs (Temprado, Della-Grasta, Farrell, & Laurent, 1997) ont abordé la même question dans le cadre intra-segmentaire lors du service en volley-ball (Figure n°35) en étudiant un groupe de débutants et un groupe d'experts. Si ces deux groupes se distinguent par des performances différentes, ils se distinguent aussi par le mode différent de coordination interarticulaire du membre supérieur utilisé. En effet, le patron de coordination des débutants est caractérisé par un couplage rigide entre les différentes articulations (épaule, coude, poignet) avec une relation « en phase », c'est-à-dire évoluant de façon spatio-temporelle dans le même sens. En revanche, le patron de coordination des experts se caractérise par une relation en « anti-phase » entre l'épaule et le poignet, significatif d'un relâchement dans le couplage entre ces articulations.

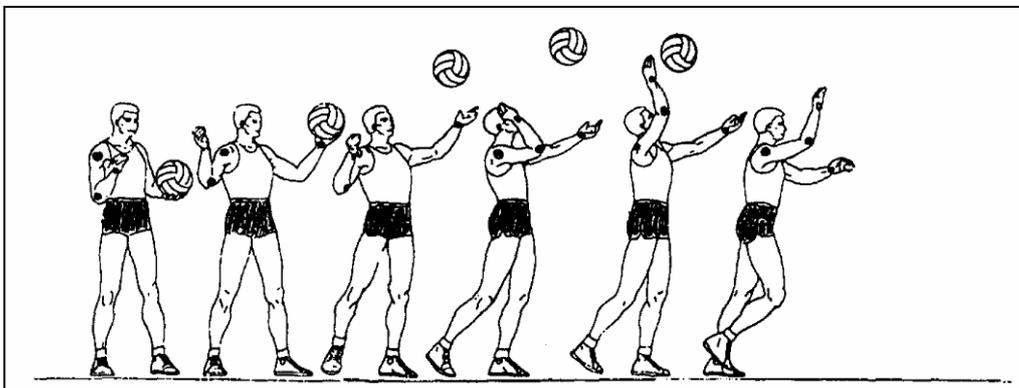


Figure n°35 : Expérience de Temprado et coll. (1997)

4.2 La course en tant que mouvement spécifique

Contrairement au ski ou au service en volley-ball, la course peut être considérée comme l'expression d'une coordination spontanée, dans la mesure où elle ne nécessite aucun apprentissage particulier chez l'adulte (McCollum, Holroyd, & Castelfranco, 1995; Vaal, Van Soest, & Hopkins, 1995). Toutefois, cette coordination est mise à contribution dans de nombreuses tâches sportives, que ce soit de façon spécifique, comme en athlétisme, ou non spécifique, en complément d'une autre tâche comme dans un sport de balle (Aubert & Choffin, 2007; Bosch & Klomp, 2005).

Comme nous l'avons évoqué plus haut pour deux tâches sportives, un patron de coordination particulier distingue l'expert du débutant. Hreljac et collaborateurs (2000), ont suggéré que les coureurs experts avaient un risque moindre de blessure par un mode de course atténuant les conséquences des impacts au sol. En effet, parmi les paramètres qui distinguent la marche de la course, on peut retenir la force d'impact au sol qui est majorée avec la vitesse de déplacement (Munro, Miller, & Fuglevand, 1987; Novacheck, 1998). L'intensité de cette force est une des causes majeures de pathologies chroniques en particulier par défaut de pré-positionnement adapté du membre inférieur ou de résistance musculaire active à l'impact (Hreljac, 2004). Ainsi, nous avons abordé la course au travers de deux aspects peu étudiés. D'une part, nous l'avons abordée au travers de la synergie interarticulaire nécessaire à sa bonne réalisation (De Leo, Dierks, Ferber, & Davis, 2004). Dans une étude précédente, l'analyse de la cinématique de la course et de la marche chez des coureurs expérimentés avait montré une invariance de la durée relative des phases du cycle de Philippon, ainsi que des relations entre les segments d'un même membre (Shapiro, et al., 1981). D'autre part, puisque la course peut être aussi le fruit d'un apprentissage, nous nous sommes intéressés aux effets de la pratique spécifique sur les patrons locomoteurs.

4.3 Etude de la locomotion au travers de la coordination interarticulaire

L'application à la locomotion des outils de la Théorie des Patrons Dynamiques (Kelso, 1995) offre des moyens intéressants d'appréhender la complexité du comportement moteur coordonné au travers de variables simples, détachées de tout lien spécifique avec les composantes anthropométriques ou biomécaniques notamment (Kelso & Jeka, 1992; Scholz & Kelso, 1989; Schöner & Kelso, 1988). Comme nous l'avons déjà développé, ces principes assimilent l'appareil locomoteur à un système d'oscillateurs couplés, dont la dynamique sous-

tend la coordination qui existe entre les segments mobilisés. Une appréciation de cette coordination est la synchronisation entre les oscillateurs qui peut être mesurée par la phase relative entre les segments en mouvement. La variabilité de la phase relative traduit la stabilité du patron (Van Emmerik, Wagenaar, & Van Wegen, 1998). Elle renseigne sur la capacité du système neuromusculaire à maintenir un état stable de coordination, c'est-à-dire un même patron de coordination (Kelso, 1995). En particulier, la variabilité augmente de façon significative à l'approche de la vitesse de transition entre la marche et la course avant de revenir à des valeurs de variabilité moindre lorsque le nouveau patron de coordination est instauré (Diedrich et al., 1995). Dans les mouvements cycliques, cette stabilité se manifeste plus clairement autour de points d'ancrage, c'est-à-dire de moments particuliers du cycle lors desquels la synchronisation est plus marquée (Byblow, Carson, & Goodman, 1994).

L'objet de cette étude a été d'envisager l'hypothèse de Bernstein dans le cadre de la course, alors qu'elle a été pratiquée de manière spécifique ou non lors de la pratique de sports différents. Utilisant les outils offerts par la Théorie des Patrons Dynamiques, notamment la mesure de la phase relative continue, nous avons comparé les patrons de coordination, tout particulièrement en termes de synchronisation dans la course d'athlètes et de non athlètes. Ces résultats ont été mis en regard d'une analyse des données cinématiques obtenues.

4.4 Matériel et méthode

4.4.1 Sujets

Douze sujets, étudiants en éducation physique, ont accepté de participer à l'expérimentation (22.6 ± 2.2 ans, 181.3 ± 4.7 cm, 75.8 ± 9.9 kg). Ils étaient tous sportifs, pratiquants assidus d'une discipline sportive (plus de trois entraînements par semaine). Cinq d'entre eux pratiquaient l'athlétisme (course de demi-fond) depuis plusieurs années (groupe expert). Les sept autres pratiquaient un sport collectif impliquant des courses (groupe non-expert). Les sujets ont été informés des buts de l'expérience et ont donné leur accord écrit à participer à cette étude, acceptée par le comité d'éthique de l'université.

4.4.2 Protocole

Les sujets ont commencé par s'échauffer et à s'adapter à la course sur tapis roulant à différentes vitesses choisies par leur soin (Wall & Charteris, 1980). Il leur a ensuite été demandé de courir à $3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ pendant une minute.

4.4.3 Traitement des données

Les coordonnées 3D de marqueurs réfléchissant placés sur les repères corporels selon le *Plug-in-Gait Marker Placement* ont été enregistrées à 100 Hz à l'aide de 6 caméras du système d'analyse du mouvement Vicon (Oxford Metrics Ltd., Oxford, England). L'enregistrement a été effectué à partir de la 30^{ème} seconde de course. Les données ont été filtrées à l'aide d'un filtre passe-bas (6 Hz) et ont été traitées par un logiciel spécifique.

Deux foulées successives ont été traitées pour chaque sujet. La durée de chaque foulée a été déterminée entre deux contacts au sol du même pied. Le rapport entre temps d'appui et durée totale de la foulée a été calculé et ramené en pourcentage de la durée totale de la foulée.

Pour chaque articulation (hanche, genou et cheville), l'angle articulaire a été calculé. La Phase Relative Continue, Φ , a été calculée selon la méthode de la transformée de Hilbert (Pikovsky, et al., 2001). Elle est une mesure de synchronisation des segments en mouvement l'un par rapport à l'autre. Proche de 0° , elle indique une coordination en-phase de ces segments, c'est-à-dire un mouvement synchrone dans la même direction. Proche de $\pm 180^\circ$, elle indique une coordination en anti-phase, c'est-à-dire un mouvement des segments synchrone mais de direction opposée. D'une valeur située entre 0° et $\pm 180^\circ$, elle indique un décalage temporel entre les deux éléments considérés. De valeur positive, elle indique alors une avance temporelle du segment distal sur le segment proximal, et inversement.

La valeur moyenne de chacune de ces données, l'amplitude articulaire ainsi que leur variabilité ont été calculées pour l'ensemble des sujets (Burgess-Limerick, Abernethy, & Neal, 1993; Clark & Phillips, 1993; Li, Van den Bogert, & Caldwell, 1999).

L'étude a été effectuée de façon distincte pour le cycle complet de la foulée (du contact du pied au sol jusqu'au contact suivant de ce même pied) et pour chaque phase du cycle de Philippon (Philippon, 1905). Cette décomposition par phases a été simplifiée en périodes d'*absorption* et de *génération* d'énergie telles que proposées par Novacheck (1998). La première période d'absorption (phase E2 du cycle de Philippon) débute au contact du pied au sol et se termine au point d'*inversion d'appui* (angle de flexion maximum du genou lors de l'appui) (« A » sur les figures). La seconde période d'absorption (phase E1 du cycle de Philippon) débute lorsque le genou a atteint son maximum de flexion lors de la phase oscillante (point d'*inversion de la phase oscillante* : « B ») et se termine lors du contact du pied au sol. La période de « génération » d'énergie (phases E3 et F du cycle de Philippon)

débutent au point d'*inversion d'appui* (A) et se terminent au point d'*inversion de la phase oscillante* (B).

Le traitement statistique a été effectué par une ANOVA à un facteur (expertise). Un seuil de significativité de 95% a été retenu.

4.5 Résultats

4.5.1 Paramètres de la foulée (Tableau n°1a)

La durée de la foulée n'est pas significativement différente entre les deux groupes. En revanche, le rapport entre le temps d'appui et la durée de la foulée est plus faible pour le groupe expert que pour le groupe non expert (38 % vs. 43.43 %) ($F(1,10) = 5.90$; $p < 0.05$). Ces valeurs sont comparables à celles habituellement citées dans la littérature (Novacheck, 1998).

4.5.2 Durée des différentes phases de la foulée selon le cycle de Philippon simplifié

La comparaison des durées des différentes phases de la foulée (Tableau n°1d) montre un raccourcissement significatif de la 1^{ère} phase d'absorption pour le groupe expert ($F(1,10) = 5.24$; $p < 0.05$). En revanche, la durée de la phase de génération et de la 2^{ème} phase d'absorption ne présente pas de différence significative entre les deux groupes.

4.5.3 Evolution de la coordination inter-articulaire

4.5.3.a. Coordination entre la cheville et le genou

Pour l'ensemble de la foulée, la différence de la valeur moyenne de la phase relative n'est pas significative entre les deux groupes ($F(1,10) = 0.27$; $p > 0.05$) (Tableau 1e). De même, la différence de variabilité de la phase relative entre les essais n'est pas significative ($F(1,10) = 0.50$; $p > 0.05$) (Tableau 1f). En revanche, lors de la 1^{ère} phase d'absorption, la différence de la valeur moyenne de la phase relative est significative entre les deux groupes (groupe expert : $\Phi = 14.21^\circ$, groupe non expert : $\Phi = -16.08^\circ$) ($F(1,10) = 5.09$; $p < 0.05$) (Figure n°1a). La valeur moyenne de la phase relative du groupe expert est positive ce qui indique une avance temporelle de l'articulation distale (la cheville) sur l'articulation proximale (le genou).

4.5.3.b. Coordination entre la cheville et la hanche

Pour l'ensemble de la foulée, la valeur moyenne de la phase relative entre la cheville et la hanche n'est pas significativement différente entre les deux groupes. De même, la différence de variabilité de la phase relative entre les essais entre les deux groupes (expert et non expert) pour l'ensemble de la foulée ou pour chacune des phases n'est pas significative. En revanche, lors de la phase de génération, la différence de la valeur moyenne de la phase relative est significative entre les deux groupes (groupe expert : $\Phi = -8.85^\circ$, groupe non expert : $\Phi = -29.08^\circ$; $F(1,10) = 9.33$; $p < 0.05$) (Figure n°36a). Dans les deux cas, cette valeur est négative ce qui indique une avance temporelle de l'articulation proximale (le genou) sur l'articulation distale (la cheville) avec une synchronisation plus forte (davantage proche de 0°) pour le groupe expert.

L'observation du tracé des phases relatives entre la cheville et la hanche indique une transition de phase marquée en milieu de phase d'appui dans le groupe non expert avec inversion de l'avance temporelle entre la cheville et la hanche alors que le tracé de la phase relative dans le groupe expert indique une transition de phase régulière correspondant à la partie « appui » de la phase de génération pour atteindre une valeur proche de 0° lorsque le pied quitte le sol (Figure n°37b et figure n°38b).

4.5.3.c. Coordination entre le genou et la hanche

Pour l'ensemble de la foulée, la valeur moyenne de la phase relative n'est pas significativement différente entre les deux groupes ainsi que sa variabilité inter-essais (Tableau n°1e et Tableau 1f). En revanche, lors de la phase de génération, la valeur moyenne de la phase relative est significativement plus grande pour le groupe expert (groupe expert : $\Phi = 49.81^\circ$, groupe non expert : $\Phi = 28.07^\circ$; $F(1,10) = 5.05$; $p < 0.05$) (Figure n°36a).

L'analyse du tracé de la phase relative et de sa variabilité entre le genou et la hanche pour le groupe expert (Figure n°38c) indique une brusque transition de phase au début de la période de génération avec inversion de l'avance temporelle entre le genou et la hanche. A la fin de la 2^{ème} période d'absorption, on note une nouvelle transition de phase mais de direction opposée. En revanche, pour le groupe non expert, la transition de phase s'effectue plus régulièrement lors de la 1^{ère} période d'absorption et au début de la période de génération (Figure n°37c).

La variabilité inter-essais est grande pour le groupe expert au début de la période de génération, ce qui indique un relâchement plus important dans la synchronisation, et tend à diminuer. En revanche, pour le groupe non expert, la variabilité inter-essais reste faible lors de

la période de génération, ce qui indique un couplage inter-articulaire plus fort, et grandit brusquement lors de la 2^{ème} phase d'absorption.

4.5.3.d. Variabilité moyenne inter-essais de la phase relative par phases

La variabilité moyenne inter-essais de la phase relative par phases ne montre pas de différences significatives entre les deux groupes (Figure n°39).

1a: Paramètre de la foulée

	Non experts (n = 7)	Experts (n = 5)
Durée	730 ms (STD : 0.032)	688 ms (STD : 0.074)
Durée d'appui/durée de foulée *	43.43 % (STD : 1.99)	38.00 % (STD : 5.52)

1b : Valeur angulaire moyenne par articulation

Angle moyen de la cheville	15.80° (STD : 2.46)	12.21° (STD : 8.96)
Angle moyen du genou*	23.31° (STD : 3.81)	31.53° (STD : 8.42)
Angle moyen de la hanche*	6.95° (STD : 8.71)	27.75° (STD : 8.89)

1c : Amplitude moyenne par articulation

Amplitude moyenne de la cheville	51.79° (STD : 14.77)	46.01° (STD : 5.17)
Amplitude moyenne du genou	70.29° (STD : 13.78)	80.29° (STD : 16.40)
Amplitude moyenne de la hanche	42.60° (STD : 11.94)	46.08° (STD : 8.10)

1d : Durée des différentes phases de la foulée selon le cycle de Philippson simplifié

1^{ère} phase d'absorption*	16.43 % (STD : 1.51)	14.40 % (STD : 1.52)
Phase de génération	55.71 % (STD : 3.50)	55.80 % (STD : 5.85)
2^{ème} phase d'absorption	27.86 % (STD : 3.08)	29.80 % (STD : 6.72)

1e : Phase relative moyenne

Cheville - genou	-60.31° (STD : 33.70)	-68.38° (STD : 8.42)
Cheville - hanche	-24.60° (STD : 12.29)	-18.01° (STD : 14.94)
Genou - hanche	28.91° (STD : 19.50)	45.84° (STD : 11.95)

1f: Variabilité moyenne de la phase relative

Cheville - genou	52.95° (STD : 17.65)	60.22° (STD : 17.36)
Cheville - hanche	47.73° (STD : 24.13)	36.82° (STD : 5.46)
Genou - hanche	79.21° (STD : 19.25)	77.35° (STD : 10.23)

Tableau n°1: Moyennes et variabilité des différentes mesures pour la foulée (* : significatif à $p < 0.05$)

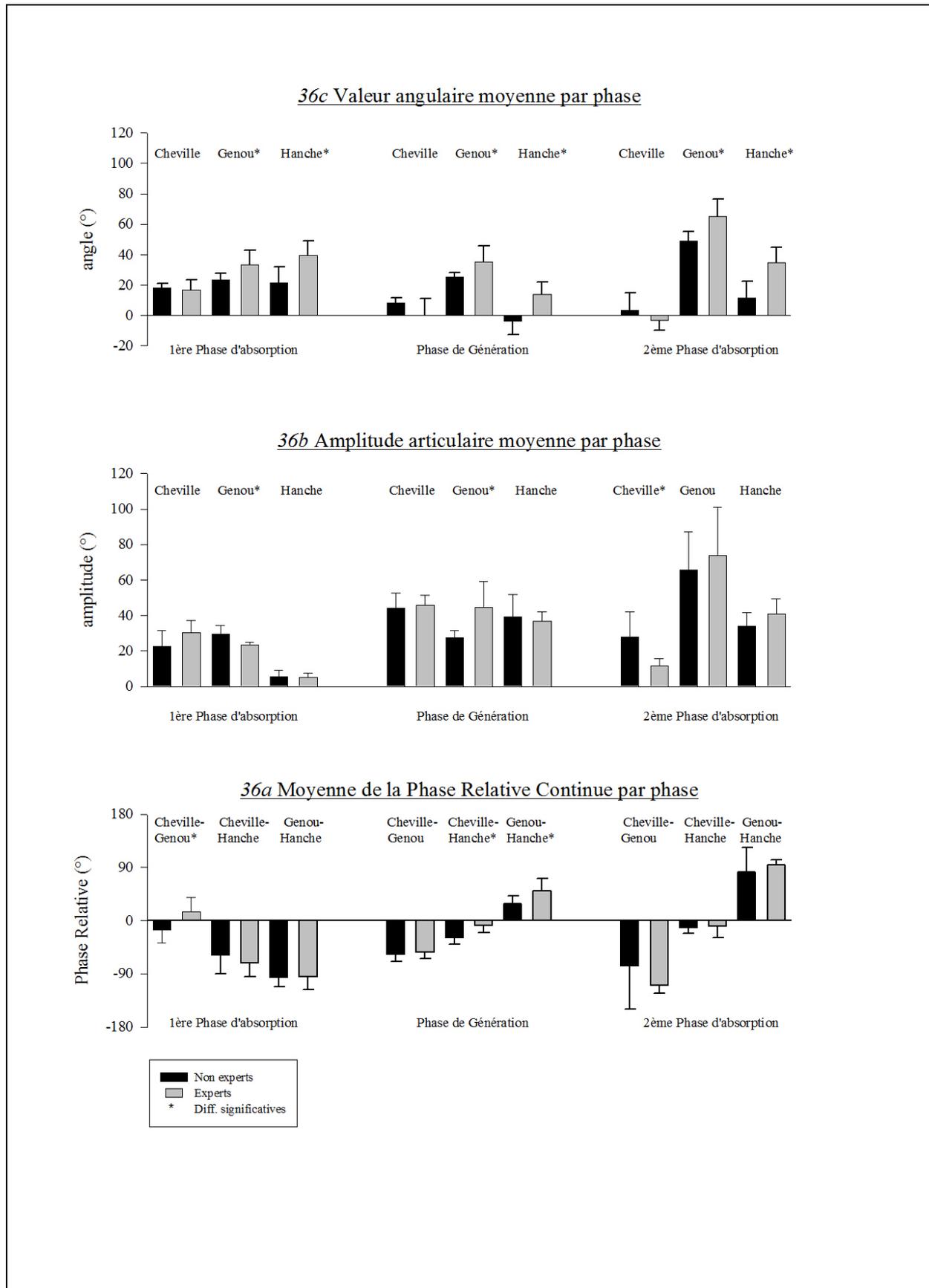


Figure n°36: Angles, amplitudes articulaires et phase relative moyens par phases (* : significatif à $p < 0.05$)

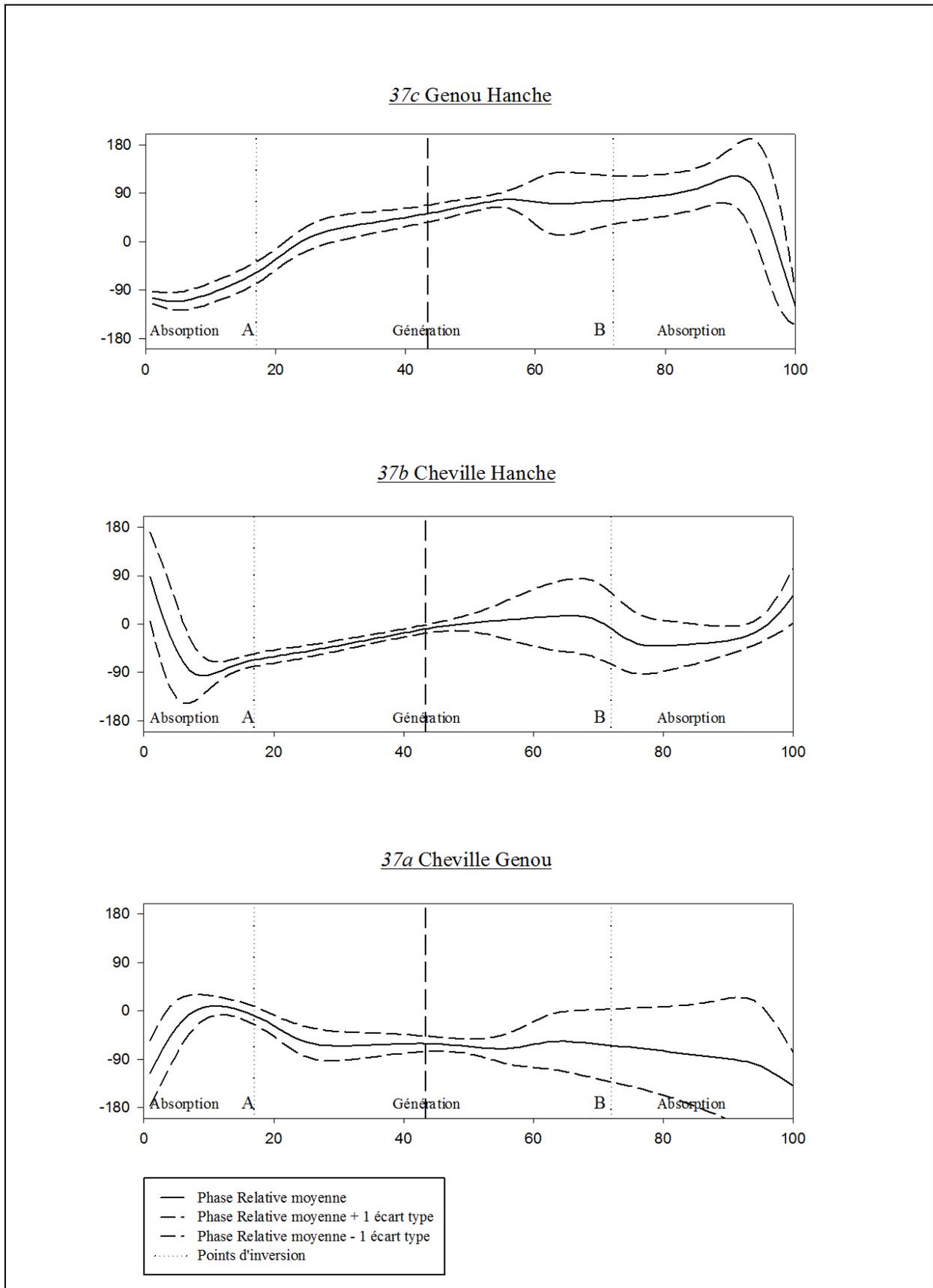


Figure n°37 : Evolution de la phase relative continue au cours de la foulée (Groupe non expert)

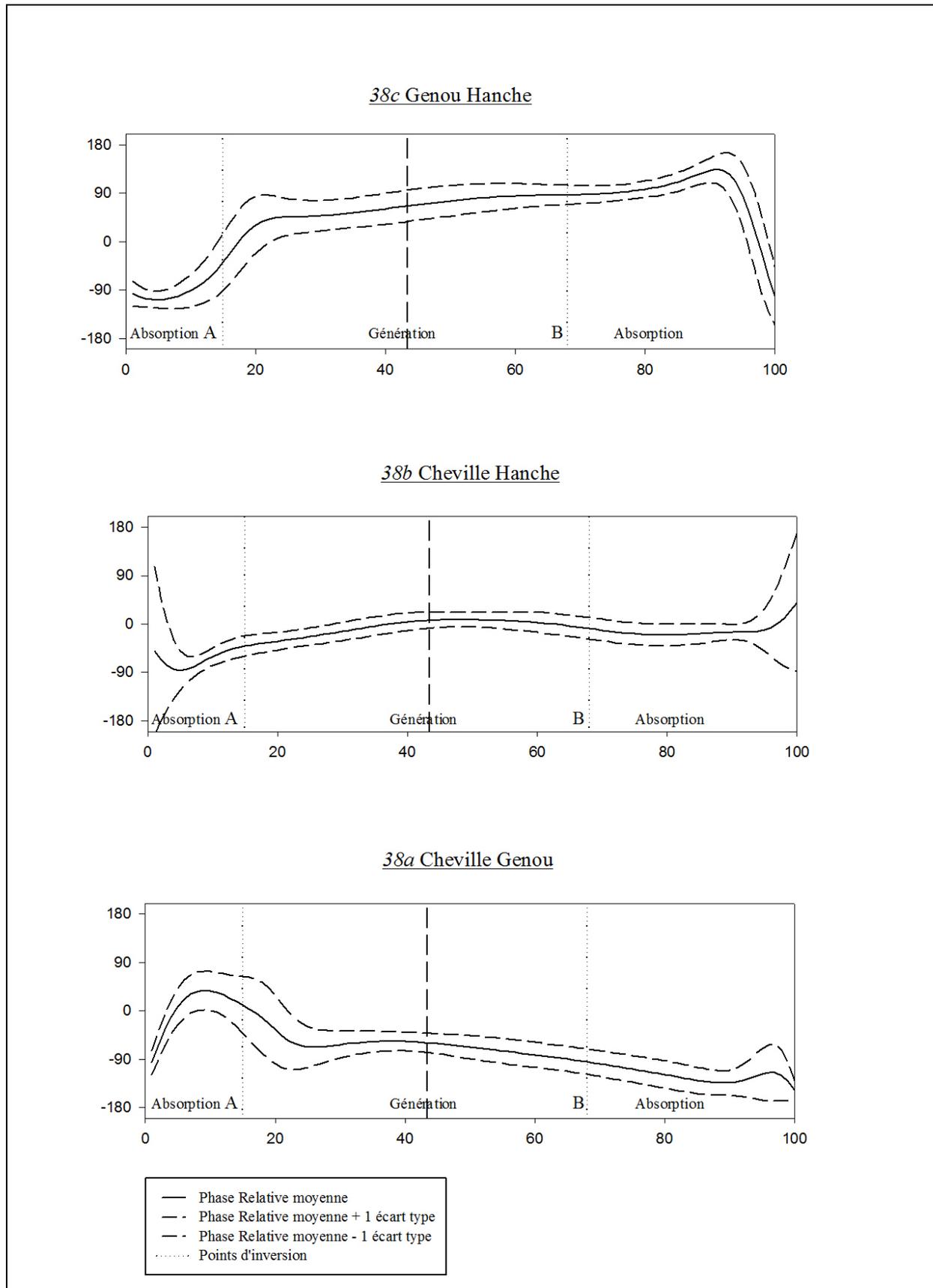


Figure n°38 : Evolution de la phase relative continue au cours de la foulée (groupe expert)

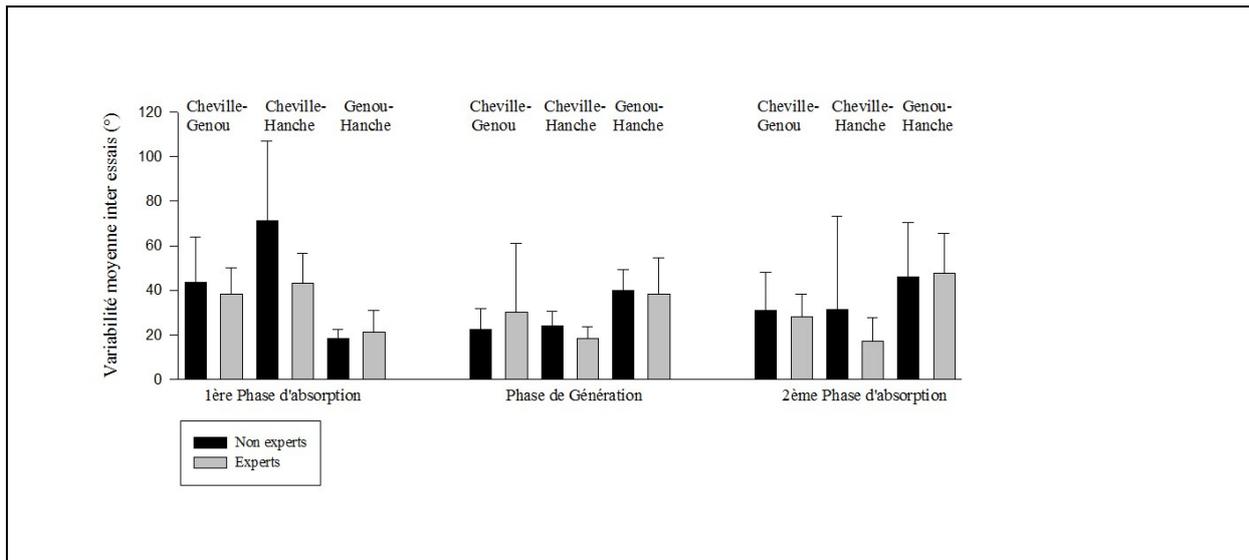


Figure n°39 : Variabilité moyenne inter essais de la phase relative continue par phases

4.5.4 Valeur angulaire moyenne des articulations du membre inférieur

Pour l'ensemble de la foulée (Tableau n°1b), les valeurs angulaires moyennes du genou et de la hanche sont significativement différentes entre les deux groupes avec le genou et la hanche davantage en flexion pour le groupe expert (respectivement 31.53° vs. 23.31° et 27.75° vs. 6.95°) ($F(1,10) = 5.31 ; p < 0.05$) et ($F(1,10) = 16.36 ; p < 0.05$).

Pour chacune des phases (Figure n°36c), les valeurs angulaires moyennes du genou et de la hanche sont significativement davantage en flexion pour le groupe expert (1^{ère} phase d'absorption : respectivement 33.23° vs. 23.57° et 39.45° vs. 21.50° , $F(1,10) = 5.95 ; p < 0.05$ et $F(1,10) = 9.69 ; p < 0.05$; phase de génération : respectivement 35.11° vs. 25.28° et 13.89° vs. -3.72° , $F(1,10) = 5.73 ; p < 0.05$ et $F(1,10) = 12.57 ; p < 0.05$; 2^{ème} phase d'absorption : respectivement 64.85° vs. 49.16° et 34.62° vs. 11.26° , $F(1,10) = 9.74 ; p < 0.05$ et $F(1,10) = 14.04 ; p < 0.05$).

Que ce soit pour l'ensemble de la foulée ou pour chacune des phases, on ne note pas de différence significative de la valeur angulaire moyenne de la cheville entre les deux groupes. De même, la valeur moyenne de la variabilité entre les essais n'est pas significativement différente dans les deux cas.

4.5.5 Amplitude angulaire moyenne des articulations du membre inférieur

Pour l'ensemble de la foulée, on ne note pas de différence significative de l'amplitude angulaire moyenne de la cheville, du genou et de la hanche entre les deux groupes (Tableau n°1c). En revanche, l'amplitude angulaire moyenne du genou pour le groupe expert est

significativement plus faible lors de la 1^{ère} phase d'absorption (respectivement 23.27° vs. 29.58°, $F(1,10) = 7.51$; $p < 0.05$) et significativement plus élevée lors de la phase de génération (respectivement 44.40° vs. 27.43°, $F(1,10) = 8.56$; $p < 0.05$). L'amplitude angulaire moyenne de la cheville pour le groupe expert est significativement plus faible lors de la 2^{ème} phase d'absorption (respectivement 11.76° vs. 27.70°, $F(1,10) = 5.65$; $p < 0.05$) (Figure n°36b).

4.5.6 Evolution angulaire des articulations au cours de la foulée

Pour les deux groupes, si l'allure générale des différentes courbes traduit une cinématique sensiblement identique, on peut noter cependant quelques différences.

Pour la cheville, lors de la 1^{ère} phase d'absorption, caractérisée par un mouvement de flexion dorsale, la variabilité inter-essais est plus faible au moment du contact au sol pour le groupe expert (Figure n°41a) et tend à augmenter jusqu'au début de la phase de génération. Pour le groupe non expert au contraire, elle tend à diminuer après 5% du cycle environ (Figure n°40a).

Au cours de la phase de génération, la variabilité inter-essais est importante pour le groupe expert et tend à diminuer lors de la 2^{ème} phase d'absorption. En revanche, elle reste faible pour le groupe non expert lors de la phase de génération et augmente de façon conséquente lors de la 2^{ème} phase d'absorption.

L'évolution angulaire du genou au cours de la foulée se déroule de façon parallèle entre les deux groupes, le groupe expert (Figure n°41b) étant significativement plus en flexion. Le corridor de variabilité inter-essais est plus étroit pour le groupe non expert (Figure n°40b).

De même au niveau de la hanche, l'évolution angulaire au cours de la foulée se déroule de façon parallèle entre les deux groupes, le groupe expert étant significativement plus en flexion (Figure n°41c). Le corridor de variabilité inter-essais est sensiblement identique entre les deux groupes.

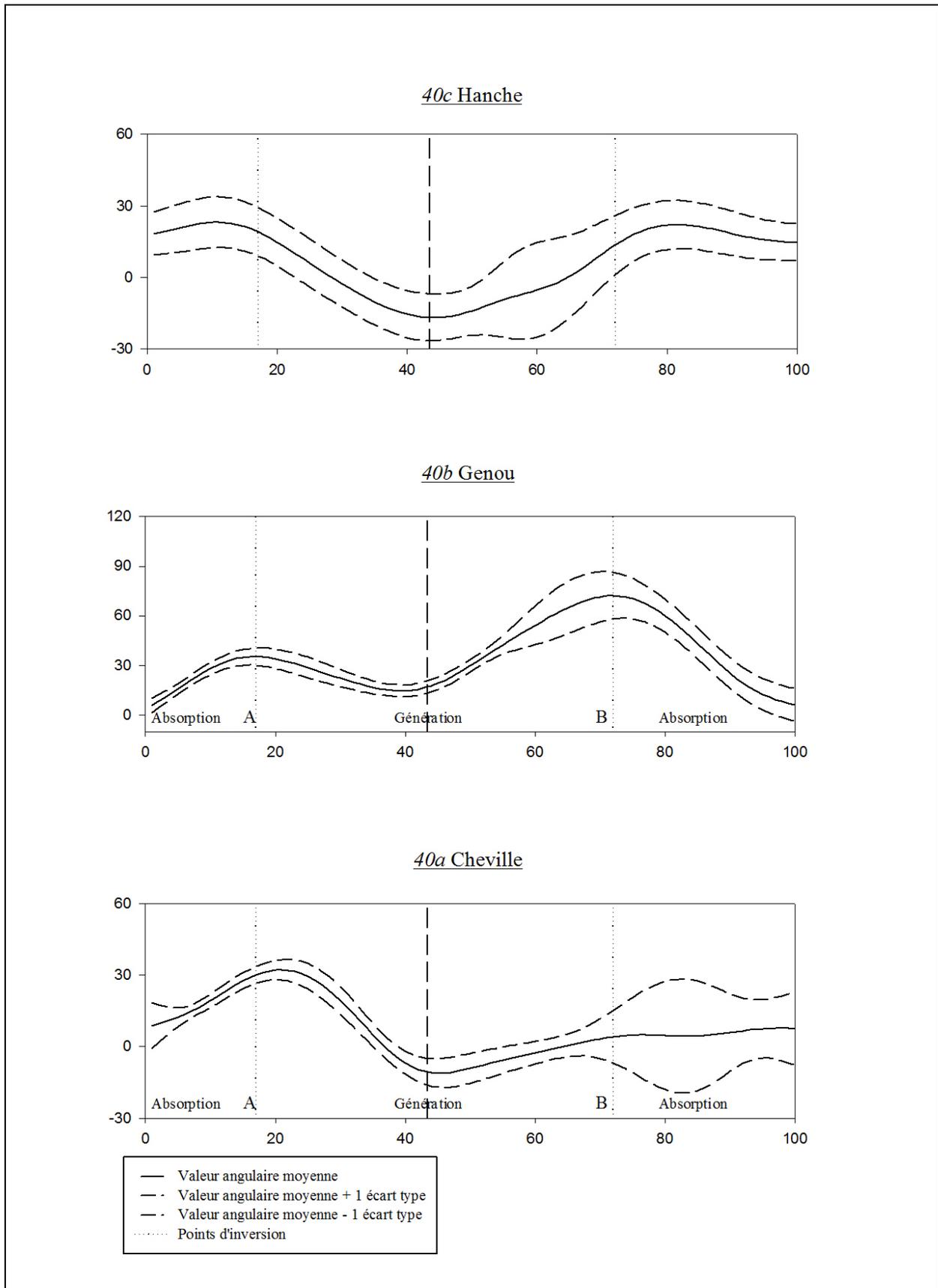


Figure n°40 : Evolution angulaire de la cheville, du genou et de la hanche au cours de la foulée (groupe non expert)

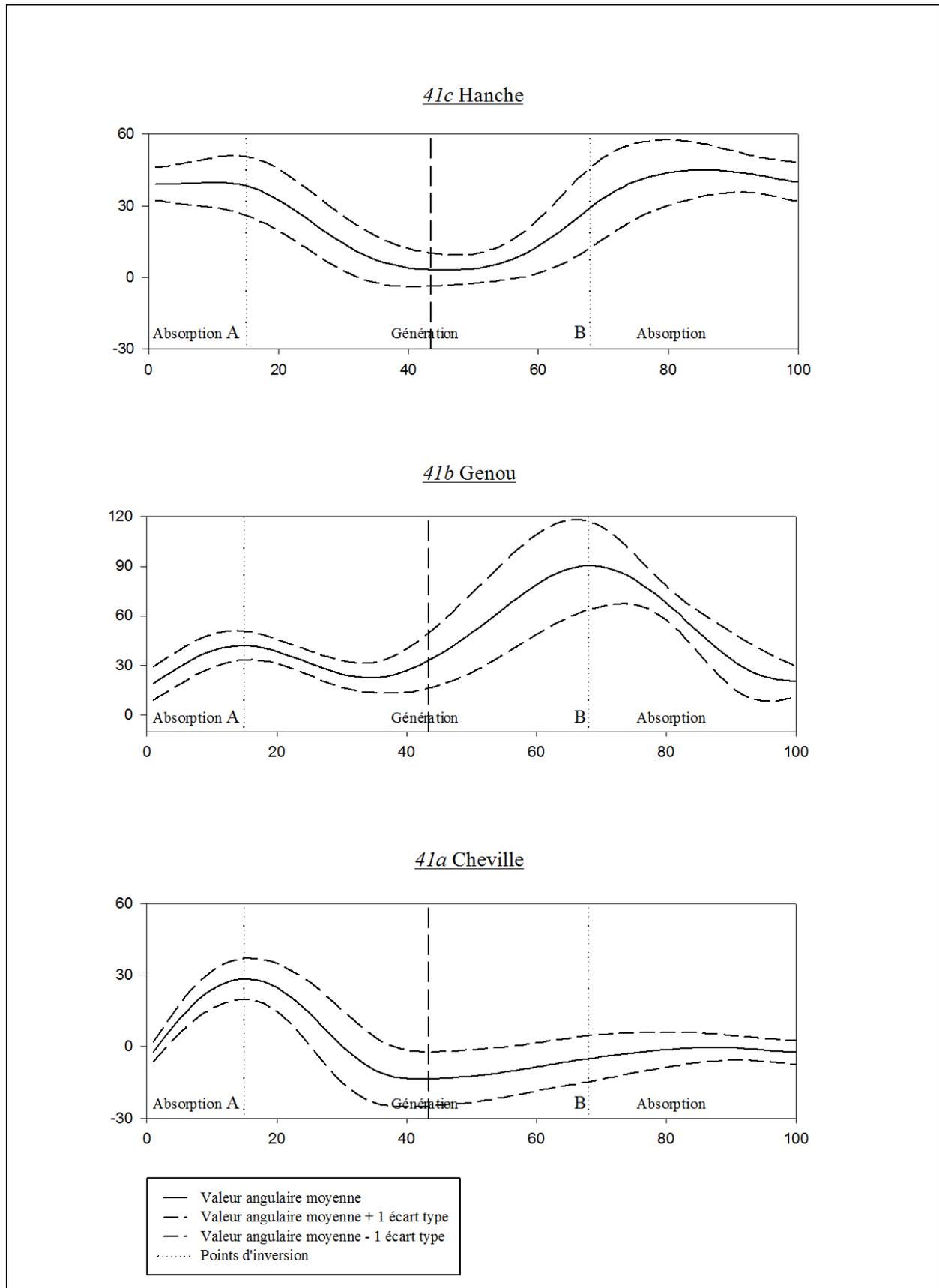


Figure n°41 : Evolution angulaire de la cheville, du genou et de la hanche au cours de la foulée (groupe expert)

4.6 Discussion

L'objet de notre étude était d'identifier les effets d'un apprentissage antérieur sur le patron de course, spécialement en termes de synchronisation, en comparant le patron de course chez des experts et non experts. Lors de la 1^{ère} phase d'absorption, la cheville et le genou se meuvent de façon synchrone et dans une direction identique. La valeur positive de la phase relative entre ces deux articulations, alors que le genou est significativement plus en flexion avec une amplitude articulaire moindre pour le groupe expert, signifie une avance temporelle de la cheville qui contribue à résister aux contraintes mécaniques liées à la prise de contact et à l'amortissement. La raideur du membre inférieur, décrite comme favorisant la performance (Seyfarth, Geyer, Gunther, & Blickhan, 2002), augmente avec la vitesse et permet une meilleure restitution d'énergie lors de la phase de propulsion (Arampatzis, Brüggemann, & Metzler, 1999; Arampatzis, Brüggemann, & Klapsing, 2001; Arampatzis, Schade, Walsh, & Brüggemann, 2001). Dans notre étude, la phase de génération se caractérise par une première partie en appui au cours de laquelle les forces transmises au sol propulsent le corps vers l'avant et par une seconde partie aérienne, au cours de laquelle le membre inférieur en oscillation se déplace rapidement vers l'avant pour se préparer à une nouvelle prise de contact avec le sol. Avec le genou et la hanche davantage en flexion et une amplitude articulaire du genou plus importante pour l'ensemble de cette phase, la valeur moyenne de la phase relative entre la cheville et le genou, de valeur négative pour les deux groupes, indique une avance temporelle de l'articulation proximale (le genou) sur l'articulation distale (la cheville). Elle évolue de façon asynchrone pour les deux groupes avec un décalage de phase plus important pour le groupe expert. Cette diminution de la synchronisation avec inversion progressive de la direction des deux articulations est à mettre en relation avec le phénomène identique mais de signe opposé, observé pour le binôme genou-hanche. Le rapide changement de la phase relative entre le genou et la hanche de l'expert entre la fin de la 1^{ère} phase d'absorption et le début de la phase de génération semble confirmer une avance temporelle du genou sur la cheville et sur la hanche, alors que ces deux articulations agissent de façon synchrone et dans une direction identique, ce qui permettrait d'optimiser la plus grande amplitude articulaire du genou.

Sur le seul aspect cinématique, nos résultats permettent aussi de distinguer le groupe expert du groupe non expert. Confirmant Piasenta (1988) qui rapporte que la course de l'expert

s'effectue davantage en cycle antérieur que celle du non expert, la valeur moyenne de l'angle articulaire du genou et de la hanche pour le groupe expert est davantage en flexion que pour le groupe non expert pour chacune des périodes de l'ensemble de la foulée.

Sur cet aspect cinématique comme pour la coordination interarticulaire, nos résultats semblent aussi s'inscrire dans la perspective de nombreux travaux qui s'accordent à décrire la raideur du membre inférieur comme un facteur prédominant de la performance à la course. Il est essentiel que le membre inférieur puisse résister aux forces dues à la vitesse et au poids du corps en mouvement, emmagasiner l'énergie absorbée lors de la 1^{ère} phase du cycle de course et la restituer de façon optimale en particulier lors de la partie en appui de la phase de génération (Butler, et al., 2003).

Dans leur versant cinématique, nos résultats tendent à confirmer ces aspects tout en révélant des différences entre les deux groupes étudiés. Les résultats du groupe expert tendent à montrer une meilleure adaptation cinématiques aux contraintes mécaniques induites par les différentes phases de la foulée. L'amplitude articulaire du genou, significativement plus faible lors de la 1^{ère} phase d'absorption et plus élevée lors de la phase de génération, contribue respectivement à résister aux forces dues à la vitesse et au poids du corps et à restituer et à produire l'énergie nécessaire à la propulsion. Lors de la 2^{ème} phase d'absorption, l'amplitude articulaire plus faible de la cheville, mise en lien avec une valeur angulaire proche de la position neutre, semble être une préparation à la prise de contact du pied au sol. Dans cet ordre d'idée, Aramptzis et collaborateurs (2001) ont mis en évidence une pré-activation musculaire autour de la cheville précédant la réception au sol, contribuant à une augmentation de la rigidité du membre inférieur. Cette raideur, si elle augmente la force de réaction du sol, diminue les déplacements verticaux du centre de masse ainsi que la durée de la phase de contact, un résultat que l'on retrouve dans notre étude : La 1^{ère} phase d'absorption est significativement plus courte pour le groupe expert.

Si les travaux précédemment cités lient la raideur du membre inférieur à la performance à la course, Hennig et Lafortune (1991) rappellent que ce facteur favorise l'augmentation des charges subies par le corps en particulier par une augmentation de la force de choc subie par le membre inférieur. Grimston et collaborateurs mettent en lien cette augmentation de forces et la pathologie ostéo-articulaire du membre inférieur et du genou (Grimston, Ensberg, Kloiber, & Hanley, 1991). Ces études suggèrent que la raideur du membre inférieur et les variables biomécaniques qui y sont associées sont susceptibles d'être traumatisantes. A *contrario*, une insuffisance de raideur pourrait être associée à des traumatismes musculo-

tendineux (Granata, Padua, & Wilson, 2001; Williams, Davis, Scholz, Hamill, & Buchanan, 2004). Ainsi, une raideur idéale du membre inférieur favorise les performances tout en diminuant les risques de blessures. La coordination entre les segments du membre inférieur participe, au même titre que la contribution cinématique, à cet aspect primordial de la performance à la course. Le décalage de phase observé pour les deux groupes entre la cheville et la hanche et entre le genou et la hanche lors de la 1^{ère} phase d'absorption avec, dans les deux cas, avance temporelle de la hanche contribue à un allègement des contraintes subies par anticipation cinématique de l'articulation proximale. L'avance de la cheville sur le genou pour le groupe expert est un apport supplémentaire dans l'objectif de résistance à l'écrasement.

Pour la course, et contrairement aux travaux portant sur l'acquisition de nouvelles tâches sportives, on ne peut parler de relâchement global des degrés de liberté chez l'expert par rapport au non-expert. Face aux contraintes spécifiques de la course, la raideur du membre inférieur apparaît comme une réponse du système musculo-squelettique. Cette caractéristique, multifactorielle, provient des composantes même du membre inférieur (tendons, ligaments, muscles, os...), de leurs caractéristiques intrinsèques et de leur mise en œuvre et de leur contrôle par le système nerveux (Latash & Zatsiorsky, 1993). Si la course peut être considérée comme l'expression d'une coordination spontanée, notre étude précise les synchronisations établies entre les articulations des membres inférieurs et montre une optimisation des relations inter-segmentaires par l'entraînement. Si la coordination entre les segments du membre inférieur chez le coureur expert n'est pas l'expression d'un patron fondamentalement différent que chez le coureur non expert, les différences exprimées par nos résultats relèvent davantage d'ajustement, significatifs, afin d'optimiser la course.

5. Influence d'antécédents d'entorse de la cheville sur la coordination interarticulaire de la jambe lors d'un saut unipodal

Après avoir envisagé les effets de l'expertise sur la coordination entre les segments du membre inférieur à la course, nous nous sommes intéressés aux effets d'antécédents d'entorses sur la coordination entre la cheville et le genou. Ces traumatismes sont alors vus comme une contrainte interne qui affecte la coordination interarticulaire du membre inférieur dans une tâche de saut unipodal.

5.1 Les entorses de la cheville : pathologie fréquente aux nombreuses récurrences

Les entorses de la cheville sont des pathologies très fréquentes en traumatologie du sport, en particulier dans la pratique du basketball (McKay, Goldie, Payne, & Oakes, 2001). Ces lésions touchent les structures ligamentaires et capsulaires qui sont étirées de façon excessive (pouvant aller jusqu'à la rupture) suite à une mise en position très instable de la cheville. Ce mécanisme lésionnel est bien connu lors de la réception d'un appui au sol en particulier. Il est favorisé par une position en inversion du pied qui accentue l'instabilité de la cheville lors du contact avec le sol (Konradsen & Voigt, (2002). Le moment de force généré par la réaction du sol sur l'articulation de la cheville est accentué par la position en extension lors du contact (Barrett & Bilisko, 1995; Shapiro, et al., 1994). De nombreuses études ont montré par contre que cet angle de flexion plantaire du pied lors de l'arrivée au sol était un facteur favorisant plus important que l'inversion seule du pied (Santello, 2005; Wright, Neptune, van den Bogert, & Nigg, 2000). De plus, la difficulté à pré-positionner correctement le pied avant le contact ou la simple connaissance de l'état d'instabilité de la surface de réception tendent à augmenter le risque de blessure.

La plupart des travaux ayant étudié les mécanismes lésionnels de l'entorse de cheville ont essentiellement porté sur les aspects cinématiques en tant que tels. En revanche, les raisons ayant conduit à l'émergence de tels mouvements responsables de mécanismes lésionnels n'ont pas été abordées, entre autre, la coordination entre les segments du membre inférieur. En effet, les différences observées dans les patrons d'activation musculaire ont suggéré que des changements dans les afférences, consécutives à une entorse grave, pouvaient influencer la réalisation motrice (Bullock-Saxton, Janda, & Bullock, 1994). Cette réponse motrice altérée induit une modification de la synergie facilitant la maîtrise des degrés de liberté entre les différentes articulations afin de réaliser un mouvement adapté (Latash, 2008; St-Onge & Feldman, 2003; Turvey, 1990). La coordination intra-membre entre la cheville et le genou est particulièrement concernée (Hwang & Abraham, 2001a, 2001b).

Comme nous l'avons vu précédemment, la Théorie des Patrons Dynamiques (Kelso, 1995; Schönner & Kelso, 1988) offre des moyens d'identifier la façon dont ces différents degrés de liberté sont couplés au sein d'une synergie au travers notamment de la phase relative (Φ) (Haken, Kelso, & Bunz, 1985; Jeka & Kelso, 1989). Classiquement, une valeur positive de la phase relative indique que le segment (ou l'articulation) distal est en avance sur la proximale dans l'espace de phase et inversement (Barela, Whittall, Black, & Clark, 2000), alors que la valeur absolue de la phase relative indique pour sa part le niveau de coordination entre les

segments, en particulier la synchronisation de leurs mouvements, indépendamment du fait que l'un soit en avance sur l'autre (Stergiou, et al., 2001). La force de cette synchronisation est représentée par la variabilité de la phase relative qui est une mesure de la stabilité de la coordination entre deux éléments interagissant (Hamill, et al., 1999; Stergiou, et al., 2001; van Emmerik & Wagenaar, 1996).

A partir de données cinématiques recueillies dans le cadre d'une thèse de doctorat en kinésithérapie réalisée à l'Université de Lisbonne et qui nous ont été confiées pour le présent travail, nous avons étudié l'effet éventuel d'antécédents d'entorse de la cheville sur la coordination intra-membre entre la cheville et le genou lors d'un saut unipodal. L'idée était de pouvoir discriminer les chevilles ayant préalablement souffert d'entorse de chevilles saines. De façon plus spécifique, la coordination intra-membre entre la cheville et le genou est étudiée dans le plan sagittal au travers de la phase relative lors d'un saut unipodal sur un plateau instable favorisant l'instabilité de la cheville.

5.2 Matériel et méthode

5.2.1 Participants

Douze joueurs de basketball ont participé à cette étude. Deux groupes ont été formés en fonction des antécédents de chaque cheville : 12 ayant subi au moins une entorse et 10 sans antécédent d'entorse. Les critères d'inclusion étaient l'absence de douleur au niveau des membres inférieurs et au moins trois ans de pratique du basketball. Les participants ayant subi des lésions au niveau des membres inférieurs dans les deux mois précédents ou présentant des symptômes persistants d'une lésion plus ancienne ou des douleurs de toute autre région anatomique ont été exclus. L'expérimentation s'est déroulée en accord avec la Déclaration d'Helsinki et le comité d'éthique local et les participants ont signé un accord écrit à participer à cette expérimentation.

5.2.2 Description de la tâche

Le mécanisme le plus fréquent d'entorse de la cheville dans la pratique du basketball étant la réception d'un saut sur une surface instable (Garrick, 1977), la tâche expérimentale utilisée a été un saut unipodal, pied nu, d'une surface stable vers une surface instable, un plateau de Freeman modifié placé à 30 cm devant le sujet. Le plateau était libre de bouger dans toutes les directions avec cependant une amplitude limitée ($< 20^\circ$). Avant chaque saut, le plateau était

positionné de telle sorte que la surface était orientée vers le sujet. Tous les participants ont bénéficié de plusieurs sauts d'essai avant l'expérimentation proprement dite. Il leur a été demandé de sauter de façon la plus naturelle possible avec une forte impulsion et une réception au centre du plateau où ils devaient se stabiliser en appui unipodal. Afin d'éviter un effet d'habitude, ils ont effectué les sauts de façon alternée avec le pied gauche et avec le pied droit.

5.2.3 Protocole expérimental

Trois ou quatre sauts de chaque pied ont été retenus pour chaque athlète. Ils commençaient au signal donné par l'expérimentateur. Une minute de repos était accordée entre chaque saut. Les athlètes savaient qu'ils pouvaient bénéficier d'un appui en cas de perte d'équilibre éliminant ainsi tout risque de blessure.

5.2.4 Recueil des données

Les coordonnées 3D de la cuisse, de la jambe et du pied ont été recueillies à 100 Hz par un système électromagnétique (Flock of Birds System, Ascension Technology Inc., Burlington, USA, cf. www.ascension-tech.com) optimisé par un programme dédié (Motion Monitor v.6.05, cf. www.innsport.com). Un premier capteur était positionné au tiers distal de la cuisse, un second capteur était positionné au tiers proximal de la jambe et un troisième capteur était positionné à la partie antéro-externe du médio-pied. Un quatrième capteur était placé sur le plateau de Freeman afin de déterminer le moment de l'impact.

Le pied d'appel a été considéré comme étant le pied dominant. La position départ a été utilisée pour déterminer le point d'origine pour la normalisation temporelle de chaque essai.

Le saut a été divisé en quatre phases en fonction des mouvements de la cheville dans le plan sagittal (Figure n°42). Cinq points remarquables ont été déterminés, correspondant au début du mouvement (Pt1), au début de l'impulsion (Pt2), au début de la phase d'envol (Pt3), au milieu de la phase de vol (Pt4) et à la réception (Pt5). Ainsi, la Phase 1, commençant au début (Pt1) et finissant lors de la flexion maximale de cheville (Pt2), correspond à la préparation du mouvement (P₁). La Phase 2 (P₂) commence au début de l'extension de cheville (Pt2) et se termine lors du maximum d'extension (Pt3) et représente l'impulsion pour le saut alors que le pied est encore au sol. Les Phases 3 (P₃) et 4 (P₄) subdivisent le saut proprement dit et correspondent respectivement à la partie initiale et à la partie terminale du saut. La Phase 3 débute lorsque la cheville termine son extension et amorce un mouvement de flexion (Pt3) et la phase 4 commence lors de la position en flexion de la cheville (Pt4) en préparation pour la

réception (Pt5). L'enregistrement de tous les capteurs ainsi que le contact ont été contrôlés visuellement afin de s'assurer que le mouvement du plateau correspondait réellement à la réception du saut.

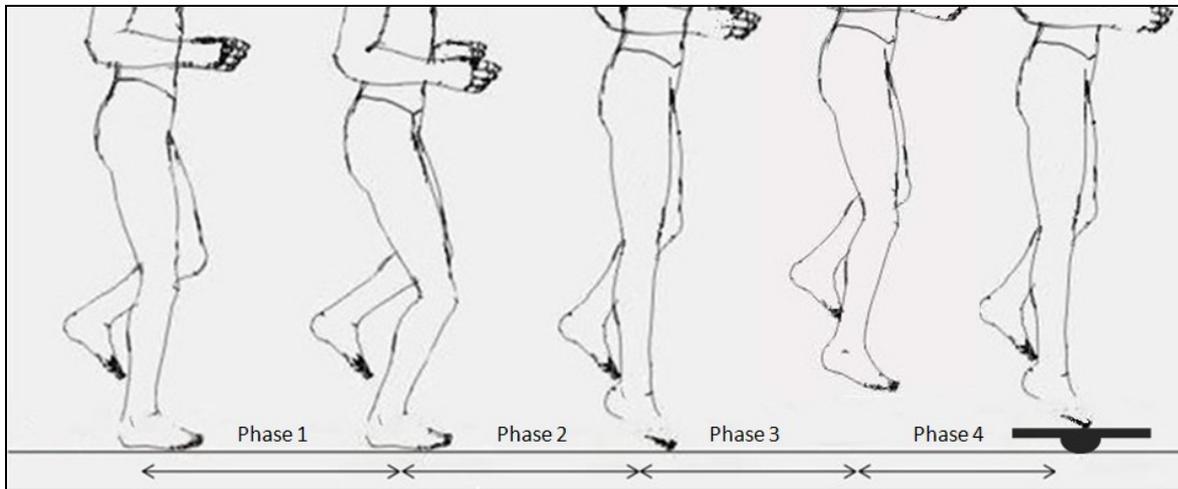


Figure n°42 : Description des différentes phases du saut unipodal

5.2.5 Traitement des données

L'amplitude du mouvement dans chacune des conditions a été déterminée par la différence entre les valeurs extrêmes de flexion et d'extension de chaque articulation.

Afin de calculer la phase relative (Φ), les déplacements angulaires et les vitesses angulaires ont été normalisées. Le portrait de phase (position angulaire vs. vitesse angulaire) a été déterminé pour chaque articulation (Kurz & Stergiou, 2002), et la phase relative continue a été calculée de façon classique par la différence entre les angles de phase de chacune des articulations comme présenté dans le paragraphe 9.2.4 du chapitre introductif.

L'amplitude articulaire, la moyenne de la phase relative et sa variabilité ont été analysées par une ANOVA à deux facteurs (2×2) (Groupe \times Dominance) avec un seuil de significativité retenu à $p < 0.05$.

5.3 Résultats

Le tableau n°2 reprend les résultats entre les deux groupes. Pour toutes les variables étudiées, il n'existe pas d'effet de dominance et pas d'interaction ce qui suggère que les résultats sont comparables indépendamment de la dominance ou non du côté étudié.

n	Moyenne		Phase 1		Phase 2		Phase 3		Phase 4	
	S	H	S	H	S	H	S	H	S	H
	(12)	(10)	(12)	(10)	(12)	(10)	(12)	(10)	(12)	(10)
PRC ^(°)	2.61	1.06	3.17	1.71	-0.06	1.47	3.92*	-5.05*	1.58	2.44
SD ^(°)	4.83	5.36	7.11	5.69	5.96	8.61	12.87	16.270	11.04	16.62
PRA ^(°)	13.16*	10.83*	12.53*	8.70*	15.96	14.07	15.17	16.13	10.82*	15.00*
SD ^(°)	4.65	3.96	6.85	4.64	14.07	5.29	8.27	12.18	7.23	10.87
ROM Cheville ^(°)	43.71	42.57	19.14	18.54	41.06	38.37	12.02	12.79	14.71	12.14
SD ^(°)	6.37	14.10	4.85	7.01	8.04	9.17	4.49	6.83	3.41	5.91
ROM Genou ^(°)	33.92	33.84	32.01	34.91	16.9	19.06	12.15	13.96	11.3	9.51
SD ^(°)	7.88	7.56	8.41	8.03	5.24	6.53	4.51	7.42	5.26	6.43

Tableau n°2 : S : Antécédents d'entorse; H : Sans antécédents; PRC : phase relative continue ; PRA : Valeur absolue de la phase relative ; ROM : Amplitude articulaire ; (* : significatif à $p < 0.05$)

5.3.1 Amplitude articulaire

Les résultats ne montrent pas de différence significative pour l'amplitude articulaire de la cheville et du genou entre les deux groupes de chevilles. De même, la variabilité n'est pas significativement différente.

5.3.2 Phase relative

La Figure n°43 montre que pour l'ensemble du saut, la phase relative moyenne n'est pas significativement différente entre les groupes. La variabilité ne présente pas, non plus, de différence. De plus, les résultats n'indiquent pas de différences, que la cheville lésée soit du côté dominant ou du côté non-dominant.

Si l'on prend en compte les différentes phases du mouvement, nos résultats indiquent une différence significative uniquement pour la Phase 3 (début de la phase de vol) ($F(1,78) = 7.60, p > 0.05$). L'extension du genou est en avance sur la cheville pour le groupe sans antécédents alors que c'est l'opposé pour le groupe avec antécédents d'entorses.

5.3.3 Valeur absolue de la phase relative

La Figure n°43a montre que pour l'ensemble du saut, la valeur absolue de la phase relative est significativement différente entre les deux groupes (sans antécédents vs. avec antécédents) ($F(1,78) = 5.61, p < 0.05$). Le Tableau n°2 indique que la valeur absolue de la phase relative est plus faible pour le groupe avec antécédents alors que la variabilité est comparable entre les deux groupes.

L'étude par phases de l'ensemble du saut permet de déterminer plus précisément à quel moment s'établit cette différence. Lors de la première phase (P1), la synchronisation est

significativement moins bonne ($F(1,78) = 8.07, p < 0.05$) alors qu'elle est plus faible ($F(1,78) = 4.24, p < 0.05$) lors de la quatrième phase (P4) pour le groupe avec antécédents. Nos résultats ne montrent pas de différence significative de la valeur absolue de la phase relative et de sa variabilité pour P2 et P3.

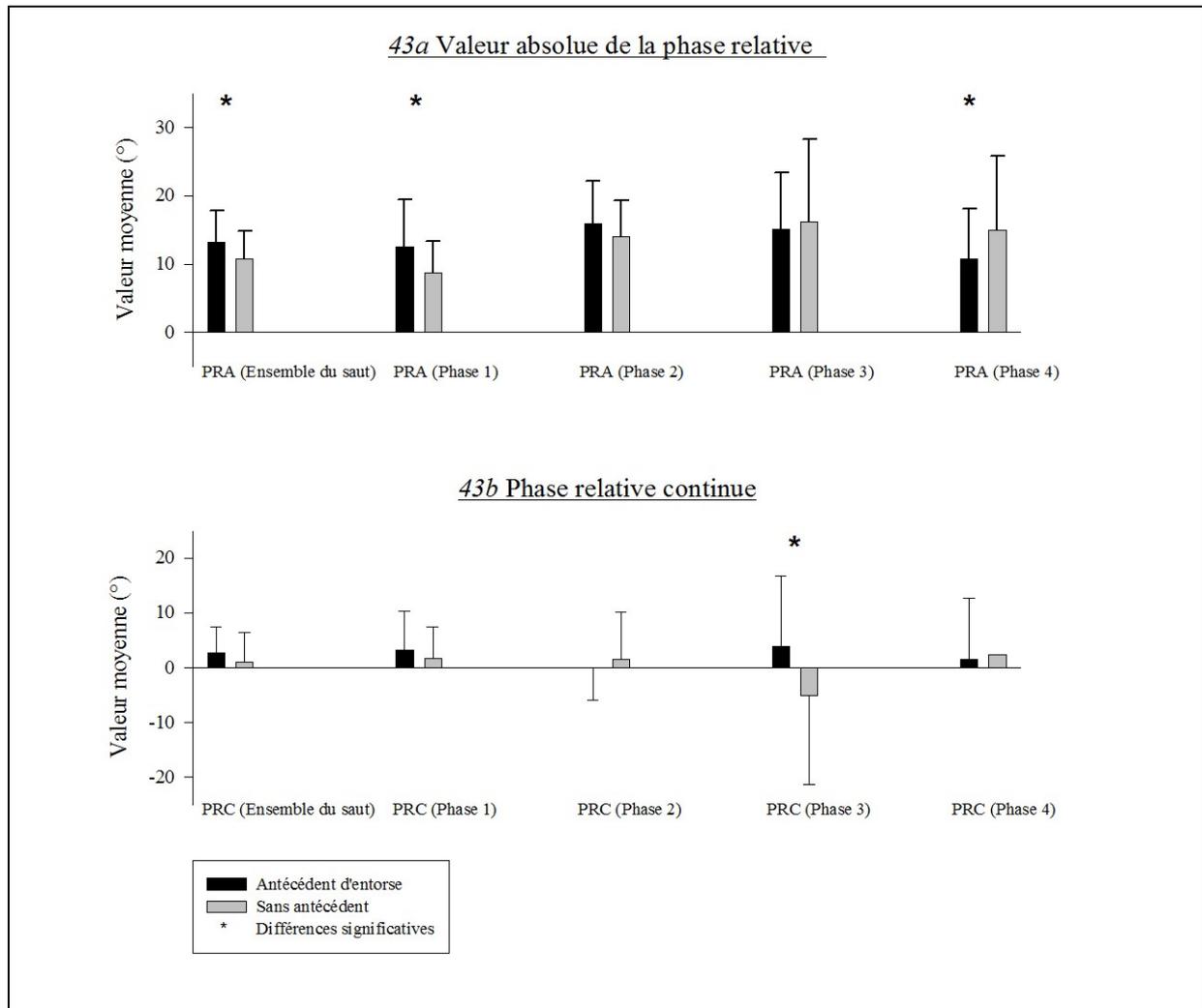


Figure n°43: PRC : phase relative continue; PRA : Valeur absolue de la phase relative (*: significatif à $p < 0.05$)

5.4 Discussion

Cette étude met en évidence des différences significatives dans la coordination intra-membre entre la cheville et le genou que l'on ait ou non souffert d'une entorse de la cheville. Une explication rationnelle de ces résultats est le fait qu'une entorse de la cheville induit des lésions de la capsule articulaire et des ligaments de la cheville, ce qui modifie de façon

conséquente les informations afférentes (Freeman, Dean, & Hanham, 1965). Ces modifications peuvent alors influencer sur la réponse motrice (Bullock-Saxton, et al., 1994).

La valeur absolue de la phase relative reflète essentiellement l'état de la synchronisation entre deux composants oscillatoires alors que la phase relative signée reflète le décalage temporel particulier entre ces deux composants (Stergiou, et al., 2001). Dans notre étude, la valeur absolue moyenne de la phase relative pour l'ensemble du saut (préparation, impulsion et phases de vol) montre une différence significative entre les deux groupes. La synchronisation de la cheville et du genou est plus légère lorsque la cheville a déjà souffert d'une entorse, cependant, la variabilité reste sensiblement identique. Cependant; la phase relative signée n'est pas significativement différente. Ces résultats indiquent que la coordination interarticulaire est modifiée lorsque la cheville a souffert d'une entorse mais cette modification n'entraîne pas la formation d'un nouveau patron de coordination.

L'analyse des différentes phases du saut montre une différence significative lors de la première phase (P1) et lors de la quatrième phase (P4), qui sont les phases de préparation respectivement de l'impulsion (P1) et de la réception (P4) sur la surface instable. Lors de P1, la cheville et le genou évoluent respectivement vers la flexion dorsale et la flexion. Le système musculo-tendineux emmagasine de l'énergie élastique avant l'impulsion. Si l'amplitude articulaire est identique pour les deux groupes, la valeur absolue de la phase relative est plus éloignée de 0° pour le groupe avec antécédents d'entorse. Cette différence dans le couplage interarticulaire suggère que le système tend à optimiser l'avantage obtenue par la mise en tension musculaire réalisée par la flexion afin d'emmagasiner davantage d'énergie élastique pour la phase de propulsion (P2) (Joris, van Muyen, van Ingen Schenau, & Kemper, 1985; Temprado, Della-Grasta, Farrell, & Laurent, 1997). Nous notons cependant que ce décalage n'est pas temporellement fixé entre les deux articulations. Lors de la phase préparant la réception (P4), qui est la phase qui termine le temps aérien, le membre inférieur doit se préparer à absorber le choc consécutif à la réception (Williams, et al., 2004; Williams, McClay, & Hamill, 2001). La valeur absolue de la phase relative est significativement plus faible (davantage proche de 0°) pour le groupe avec antécédents d'entorses, indiquant que le couplage entre la cheville et le genou est plus fort. En conséquence, l'amplitude de mouvement de la cheville révèle que l'articulation est davantage en extension avant la réception pour le groupe avec antécédents d'entorses. La position en extension et le couplage fort entre les deux articulations contribuent à une rigidification du système musculo-

squelettique en préparation à la réception et peut induire une position instable lors de la réception. En accord avec Wright et al. (2000), cette situation augmente le risque d'entorse.

Lors de P2 et P3, aucune différence de valeur absolue de la phase relative n'est observée entre les deux groupes. En revanche, la phase relative signée est différente lors de P3, phase ascendante du saut proprement dit. L'extension du genou est temporellement en avance par rapport à l'extension de cheville pour le groupe sans antécédents d'entorse alors que l'extension de cheville précède l'extension de genou pour le groupe avec antécédents d'entorse. Ce mouvement d'anticipation de la cheville peut jouer un rôle dans la préparation de la dernière phase du saut (P4) puis pour la réception.

Contrairement à Bullock-Saxton (1994) qui a trouvé des différences aussi bien du côté avec antécédents que du côté sans antécédents d'entorse, nos résultats montrent en revanche des différences uniquement du côté avec antécédents. L'altération des informations afférentes venant de la cheville préalablement lésée affecte la coordination de ce seul côté et n'influe pas sur l'autre côté.

5.5 Conclusion

Dans une étude précédente utilisant les mêmes concepts et outils de l'approche des patrons dynamique de coordination, Donker & Beek (2002) ont fait part d'une perte de la stabilité de coordination à la marche chez des patients amputés au-dessus du genou et marchant avec une prothèse. L'asymétrie induite par l'utilisation de ce type de prothèse affecte fortement la stabilité et l'adaptabilité de la coordination adoptée durant la marche. Plus récemment, Centomo *et al.* ont montré que des enfants ayant subi une amputation trans-tibiale présentaient des modifications dans le patron d'activation musculaire lors de la locomotion (Centomo, Amarantini, Martin, & Prince, 2007). Ces traumatismes importants provoquent des changements radicaux dans la coordination entre les segments du membre inférieur afin de maintenir une bonne fonctionnalité du déplacement. Face à des traumatismes moins lourds, Leanderson (1993) a montré que les joueurs de basketball ayant des antécédents d'entorse de cheville présentaient une augmentation significative des oscillations posturales que des joueurs n'ayant pas d'antécédents d'entorse. D'autres études ont montré que des modifications dans le couplage inter articulaire intra-membre étaient susceptibles de provoquer des pathologies chroniques affectant l'amplitude de mouvement (De Leo, et al., 2004; Dierks & Davis, 2007; Nawoczinski, Saltzman, & Cook, 1998). Stergiou et coll. (1999)

ont suggéré que l'absence de coordination entre l'articulation sous-talienne et le genou pouvait être responsable de nombreuses blessures lors de la pratique de la course. Ils suggéraient que cette lacune offrait une bonne prédiction que ces coureurs seraient susceptibles de présenter des lésions à l'avenir.

S'il est admis que l'entorse de la cheville, aussi grave soit-elle, n'est cependant pas un traumatisme majeur, nos résultats suggèrent néanmoins qu'elle induit une modification dans la coordination interarticulaire intra-membre du côté ayant subi cette entorse lors d'un saut sur une surface instable, mais pas de l'autre côté. La synergie entre la cheville et le genou est ainsi diminuée après une entorse. L'analyse de la phase relative (valeur absolue vs. valeur signée) indique que cette modification ne correspond pas à l'établissement d'un nouveau patron de coordination, mais à un ajustement du patron existant. Ces résultats soutiennent l'idée que face à un changement de contraintes, le système nerveux peut modifier la coordination interarticulaire tout en préservant une même synergie (St-Onge & Feldman, 2003). Malheureusement, cette coordination modifiée, moins synchrone et moins stable, représente un risque important de récurrence chez le sportif. Ainsi, non seulement la phase relative est un moyen fiable et précis pour décrire des changements de comportement vus au travers de transitions entre des patrons de coordination comme vu dans de nombreuses études mais c'est aussi un moyen utile pour montrer des modifications moins massives au sein d'une coordination interarticulaire qui n'apparaît pas forcément au travers de variables cinématiques.

6. Conclusion intermédiaire

Dans les deux expérimentations présentées dans cette section, nous avons étudié la coordination interarticulaire au sein d'un même membre lors de la course ou lors d'un saut unipodal. Les groupes étudiés se distinguaient respectivement par des niveaux d'expertise ou par des antécédents traumatiques différents.

Dans les deux cas, la coordination interarticulaire intra-membre a été modifiée que ce soit par l'expertise ou par les antécédents traumatiques sans que le patron de coordination ne soit fondamentalement différent. On ne note pas de transition brutale d'un patron de coordination à un autre mais des ajustements du patron existant. Ces ajustements peuvent servir la qualité du mouvement dans le cas de la course par une optimisation des relations interarticulaires ou

exprimant une altération dans la coordination entre la cheville et le genou lors du saut unipodal chez les sujets ayant subi une entorse de la cheville. La coordination interarticulaire au sein du membre inférieur apparaît comme robuste, dans le sens où des modifications de contraintes par apprentissage ou antécédents traumatiques modérés ne produisent pas de changements massifs de coordination.

L'environnement dans lequel l'humain évolue est soumis à des changements permanents. Le maintien d'un même patron locomoteur face à ces changements plaide pour une organisation flexible des différents éléments impliqués dans la réalisation de ce patron.

L'intérêt de la Théorie des Patrons Dynamiques est de pouvoir, au travers d'une variable, rendre compte de l'évolution d'un système sans référence aux mécanismes sous jacents (Haken, et al., 1985; Kelso, 1984, 1995; Schönner & Kelso, 1988). L'évolution d'une telle variable reflète la dynamique des patrons de coordination à travers leur stabilité et leurs changements. Les résultats de nos travaux décrits précédemment indiquent que la coordination interarticulaire au sein du membre inférieur est robuste, dans le sens où des modifications de contraintes par apprentissage ou en raison d'antécédents traumatiques modérés ne produisent pas de changements massifs de coordination. Cependant, les modifications observées, même si elles sont significatives, n'indiquent pas de transitions brutales de patrons de coordination, mais davantage des modifications de surface, à savoir, le décalage de la valeur de la phase relative que spécifient les attracteurs. En effet, la dynamique du comportement interarticulaire au sein d'un membre témoigne d'une stabilité du patron de coordination face à des contraintes diverses avec une variabilité de ce patron qui diffère peu en fonction des changements de contraintes. Ainsi, le patron de coordination intra-membre émergent de l'interaction entre les composantes du membre inférieur est peu modifié au gré des contraintes. D'autre part, l'étude de cette coordination interarticulaire au sein d'un membre inférieur ne rend compte que partiellement de l'organisation globale des unités fonctionnelles impliquées dans la réalisation de la locomotion et ne reflète que l'évolution d'un sous-système, le membre inférieur, de l'ensemble du système neuro-musculo-squelettique mobilisé.

Chapitre 2 *Coordination inter-ceintures*

1. Introduction

La locomotion humaine se caractérise par deux comportements bien distincts, la marche et la course. Comme la plupart des habiletés motrices, ils résultent de la mobilisation organisée des segments corporels. Cette organisation locomotrice a pour but de maintenir l'équilibre et de produire suffisamment de forces pour se déplacer. Si le très grand nombre de degrés de liberté impliqués au niveau du système neuro-musculo-squelettique contribue à la complexité de la tâche en offrant de nombreuses possibilités de réalisation, il offre aussi de nombreuses possibilités d'adaptation aux changements.

2. Coordination inter-segmentaire lors de la locomotion

Comme nous l'avons plusieurs fois rappelé et utilisé, la phase relative (Φ), mesure de la coordination entre les segments en mouvement, est une variable collective fiable pouvant révéler et distinguer les différents patrons de coordination. Classiquement, deux patrons stables de coordination apparaissent spontanément : anti-phase caractérisé par une phase relative de 180° et en-phase caractérisé par une phase relative de 0° .

Utilisée pour mesurer la coordination entre des segments au sein d'un même membre, considéré comme un sous-système de l'ensemble du système neuro-musculo-squelettique, elle est aussi une mesure valide de la coordination entre deux sous-ensembles corporels (comme les ceintures pelvienne et scapulaire), résumant de façon macroscopique le comportement collectif de leurs composantes respectives. Cette coordination entre les ceintures pelvienne et scapulaire peut être le reflet de la coordination entre les unités « locomotrice » et « passagère » décrite par Perry et Burnfield (2010).

2.1 Effet de pathologies ou de conditions particulières sur la coordination entre les ceintures pelvienne et scapulaire

Plusieurs études sur la locomotion humaine ont identifié l'existence de ces patrons de coordination en-phase ou anti-phase entre les ceintures. Lamothe et coll. (2002), étudiant les patients souffrant de lombalgies, ont montré que les hommes adoptaient spontanément une coordination proche de l'en-phase à vitesse lente (inférieures à 3 km.h^{-1}) avant d'adopter une

coordination proche de l'anti-phase à vitesse de marche plus rapide (supérieure à 3.8 km.h⁻¹) (Figure n°44). Il est intéressant de noter que la variabilité de la phase relative est de valeur sensiblement comparable lorsque le patron (en-phase ou anti-phase) est établi, alors qu'elle est élevée aux vitesses de transition, suggérant la déstabilisation du patron existant par la modification de la vitesse (paramètre de contrôle).

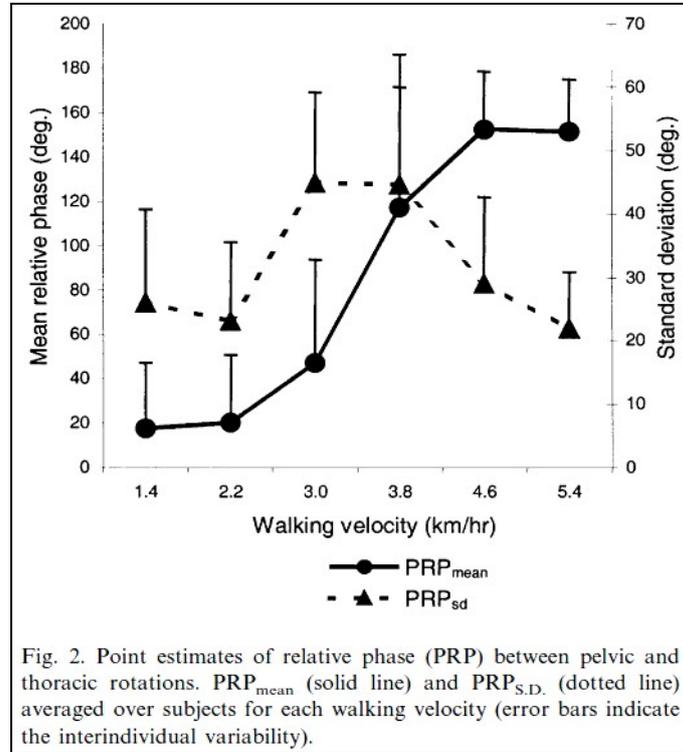


Figure n°44 : Moyenne de la phase relative (ligne continue) et de sa variabilité (ligne pointillée) par vitesse de marche (Lamoth et coll., 2002)

Wagenaar et Beek (1992) ont étudié la locomotion chez les patients ayant souffert d'un AVC. Ils ont montré qu'au-delà des particularités cinématiques bien connues de ce type de marche pathologique, la différence de phase entre les rotations du bassin et du thorax et l'amplitude totale de rotation du tronc étaient linéairement liées à la vitesse de marche. De même, comme dans le cas des travaux de Lamoth et coll. (2002), ils ont mis en évidence une évolution du patron de coordination entre les ceintures pelvienne et scapulaire en fonction de la vitesse : en-phase à vitesse lente et anti-phase à vitesse élevée. Van Emmerick et coll. (1999), rappelant les particularités de la marche chez les patients souffrant de la maladie de Parkinson, avec notamment une réduction du balancement de bras, ont constaté que la valeur de la phase relative moyenne entre les ceintures pelvienne et scapulaire était moindre chez ces patients que chez des sujets sains avec l'augmentation de la vitesse de marche, sans que des différences significatives de la durée du pas ne soient observées (Figure n°45). Ils ont constaté

surtout une diminution de l'adaptation de la coordination entre les ceintures pelvienne et scapulaire avec l'augmentation de la vitesse de marche au travers d'une diminution de la variabilité de la phase relative. Ils considèrent cela comme un élément essentiel dans le suivi de la rigidité axiale du tronc. La phase relative est ainsi présentée comme étant un indicateur beaucoup plus sensible de l'état et de l'évolution de la maladie que les indicateurs spatio-temporels traditionnels de la marche.

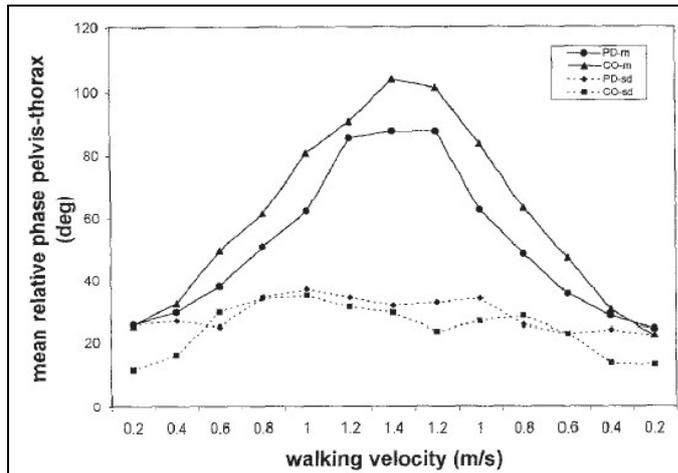


Fig 2. Changes in CRP between transversal pelvic and thoracic rotations as a function of increasing and decreasing walking velocity, averaged across subjects (abscissa, walking velocity; ordinate, mean relative phase over 30-sec intervals). For the means (PD-m and CO-m), 0° indicates perfect in-phase coupling between pelvis and thorax, 180° perfect antiphase coupling. The dotted lines indicated the between-subject SDs (PD-sd and CO-sd).

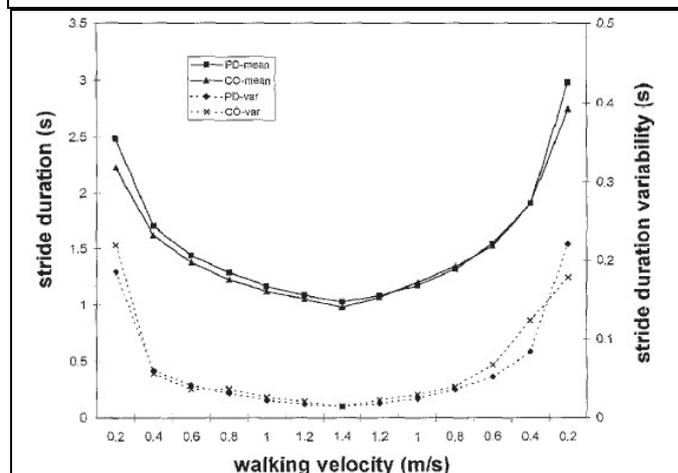


Fig 1. Changes in mean stride duration (PD-mean and CO-mean) and stride duration variability (PD-var and CO-var) as a function of walking speed. The stride duration variability is the average within subject variability in stride duration from cycle to cycle. The average (across velocity) between-subject SD for mean stride duration was .22sec for the PD group and .32sec for the control group. The average between-subject SD for stride duration variability was .04sec for the PD group and .05sec for the control group. PD, Parkinson group; CO, control group.

Figure n°45 : Moyenne de la phase relative (fig. 2) et de la durée du pas et de sa variabilité en fonction de la vitesse de marche (Van Emmerick et coll., 1999)

Enfin, pour Wu et coll. (2004), si la cinématique de la marche de la femme enceinte ne se distingue pas de celle de la femme non gravide, le choix d'une marche plus lente permet d'éviter que la valeur de la phase relative entre les ceintures pelvienne et scapulaire soit élevée, ce qui est typique d'une marche rapide, « sûrement parce que les moments d'inertie du bassin et du thorax étant augmentés, le contrôle de la phase relative est plus critique » (Wu et al., 2004, p. 486, notre traduction). Plus récemment enfin, et hors contexte particulier ou pathologique, Huang et coll. (2010) ont montré que la phase relative entre les rotations dans le plan horizontal du tronc et du bassin évoluait chez les sujets sains d'une coordination en-phase proche de 0° à une coordination en anti-phase proche de 120° lorsque la vitesse de marche passait de 0.5 m/s à 1.5 m.s⁻¹

Dans ces différentes études, la phase relative mesurant la coordination entre les ceintures pelvienne et scapulaire s'est avérée être une variable pertinente. S'il faut convenir que le patron de coordination spontanément dominant entre les ceintures pelvienne et scapulaire est le patron en anti-phase et qu'il est renforcé par l'augmentation de la vitesse, la question se pose des raisons de sa robustesse. Toutefois, on peut retenir qu'à vitesse lente ou lors de pathologies affectant le tronc, la coordination en-phase est en revanche spontanément réalisée. Comme le suggère Wu (2004), on pourrait retenir que le choix d'une vitesse de marche plus lente semble être lié au choix d'une coordination en-phase.

Une telle coordination entre le bas et le haut du corps lors de la locomotion peut dépendre du couplage causé par des circuits neuronaux contrôlant les muscles impliqués (Dietz, 2002). En particulier, lors de mouvements rythmiques d'un pied, une modulation cyclique du réflexe-H est observée dans les membres supérieurs (Baldissera, et al., 1998).

2.2 Le rôle des bras lors de la locomotion humaine

La coordination entre les ceintures lors de la locomotion relève aussi du mouvement spécifique des bras et des jambes. Le balancement alterné en anti-phase du membre supérieur et du membre inférieur d'un même côté a été l'objet de nombreuses études (Wagenaar & van Emmerik, 2000; Webb, Tuttle, & Baksh, 1994). Deux forces motrices interagissent pour mobiliser les bras : la gravité et les muscles de l'épaule et du coude. Fernandez-Ballesteros et coll. (1965), dans une étude considérée maintenant comme classique, ont montré une activité des muscles fléchisseurs, extenseurs et abducteurs de l'épaule lors de la marche. Afin de vérifier si cette activation musculaire était initiée pour mobiliser le bras ou consécutive au

mouvement pendulaire du bras, ils ont effectué une mesure alors que le bras était immobilisé le long du tronc. Ils ont ainsi relevé une activité électrique dans les muscles *Latissimus Dorsi*, *Teres Major* et dans la partie postérieure du muscle *Deltoïde* correspondant, dans sa forme d'activation, au pattern d'activation de la marche normale. Cette activité était en lien avec le cycle de marche observé (Figure n°46) et semble militer pour une mobilisation active des bras lors de la marche.

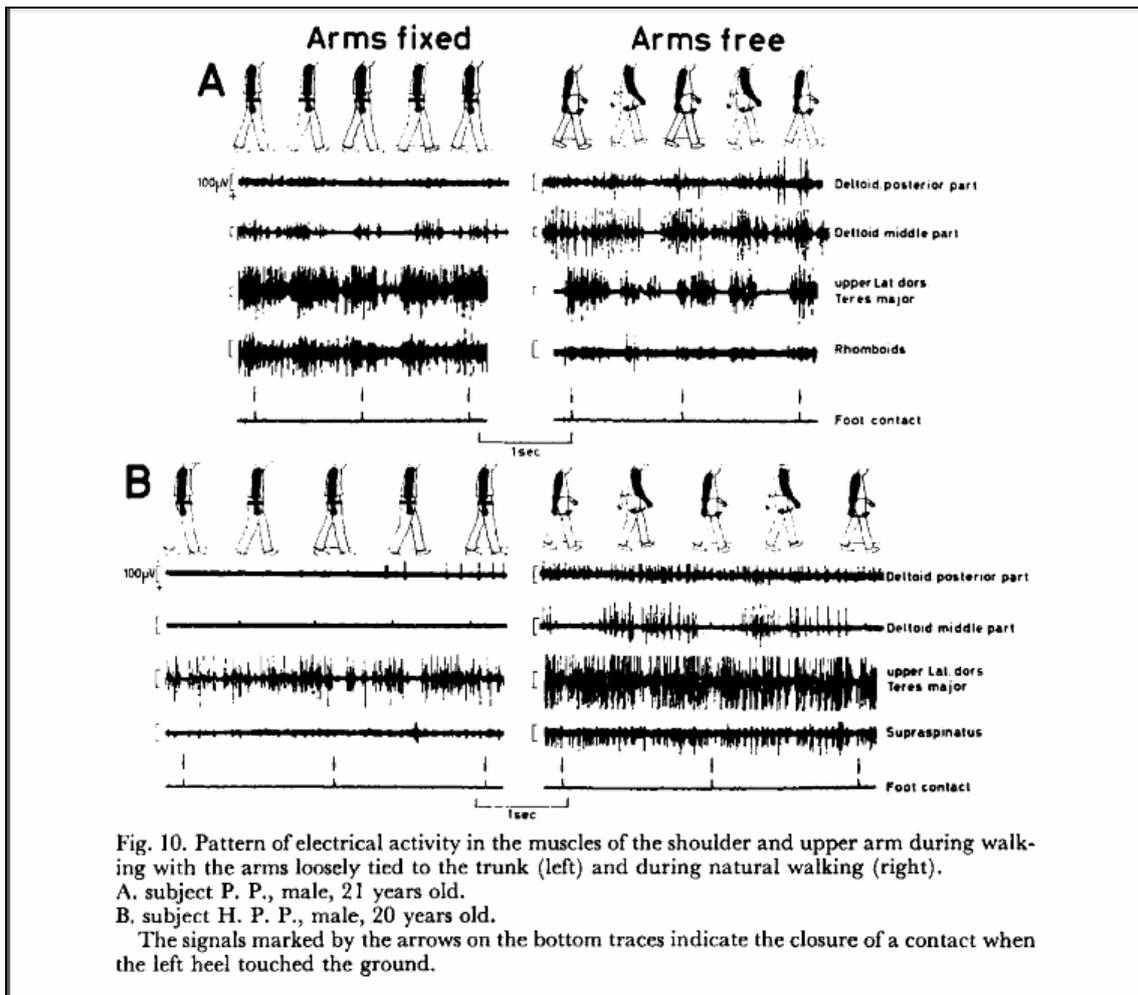


Figure n°46 : Pattern d'activité électrique des muscles de l'épaule et du bras lors de la marche avec les bras bloqués contre le tronc (gauche) et lors de la marche normale (droite) (Fernandez-Ballesteros et coll., 1965)

Plus récemment, des travaux ont abordé le mouvement des bras à la marche comme étant le résultat de forces dynamiques passives agissant sur le balancement des bras. S'interrogeant sur l'importance du rôle des bras dans la locomotion bipédique et sur le coût énergétique de leur balancement, ces auteurs ont utilisé un modèle passif (Figure n°47) pour montrer que ce balancement ne nécessitait pas d'effort et était consécutif à l'activité des membres inférieurs (Collins, Adamczyk, & Kuo, 2009). La présence d'une faible activité musculaire, lors d'enregistrement EMG des muscles de l'épaule, ne s'expliquerait que pour initier le

balancement et l'entretenir (Pontzer, Holloway, Raichlen, & Lieberman, 2009). Elle participerait aussi au contrôle de ce mouvement pendulaire (Gutnik, Mackie, Hudson, & Standen, 2005). Si on ne peut nier le lien cinétique entre l'activité des membres inférieurs et l'oscillation des membres supérieurs, l'utilisation du modèle de Collins reste dans le plan sagittal et fait abstraction des interactions possibles entre les ceintures. D'autre part, cette conception oppose un sous-système « actif », les membres inférieurs, à un sous-système passif, le haut du corps, dont le bras.



Figure n°47 : Modèle passif d'après Collins et coll. (2009)

Sans présager de la cause de son balancement, le contre-balancement du bras contribue à annuler le moment de rotation induit par le mouvement des membres inférieurs autour de l'axe vertical du corps lors de la marche (Herr & Popovic, 2008; Li, W.Wang, Crompton, & Gunther, 2001) et de la course (Hinrichs, 1987). Les effets inertiels du balancement des bras sur les mouvements du corps contribuent en fait à stabiliser le patron de marche (Pontzer, et al., 2009). Umberger (2008) décrit avec précision les effets de ce balancement sur la cinématique, la cinétique et l'énergétique de la marche : si les variables cinématiques et cinétiques dans le plan sagittal semblent être identiques avec ou sans balancement des bras, il existe de grandes différences dans le plan horizontal. Quoi qu'il en soit, cet auteur déclare que le coût métabolique de la marche, prédit à partir de données purement biomécaniques, excède ce qui est effectivement enregistré lors de la marche normale et abonde ainsi dans la cause inertielle du mouvement des bras à la marche.

Cependant, au-delà des causes sous-jacentes au balancement des bras lors de la marche, la phase relative entre la ceinture pelvienne et la ceinture scapulaire constitue un indicateur fiable et pertinent de leur coordination.

2.3 Etablissement du patron usuel de coordination entre les ceintures pelvienne et scapulaire

Afin de marcher, l'enfant doit résoudre une première difficulté qui consiste à bouger une jambe vers l'avant en ayant suffisamment de force afin de tenir en équilibre sur l'autre jambe (Adolph, Vereijken, & Shrout, 2003; Brenière & Bril, 1998). McCollum et coll. (1995) ont décrit trois façons de marcher. Parmi elles, ils ont identifié le "Twister", par laquelle le jeune enfant utilise les rotations de son tronc afin de propulser vers l'avant ses jambes, un comportement pouvant s'apparenter à une coordination en-phase : « le mouvement des jambes est comme le mouvement d'un compas » (p. 375, notre traduction). Ces différentes formes de marche sont aussi caractérisées par la position des bras. Ledebt (2000) rapporte qu'au début de l'acquisition de la marche, les bras sont en position de « garde haute » (avec le coude fléchi) et que les ceintures pelvienne et scapulaire bougent selon un patron en-phase. Après quelques semaines d'apprentissage, le patron de marche des enfants devient sensiblement comparable à celui d'un adulte, en particulier avec le balancement des bras qui contribue à une coordination en anti-phase entre les ceintures pelvienne et scapulaire. Ce patron mature de coordination est considéré comme plus flexible et dynamiquement efficient (Freedland & Bertenthal, 1994).

Les résultats ci-dessus corroborent l'idée que les mouvements des membres inférieurs et des membres supérieurs sont couplés et donnent lieu à deux patrons de coordination durant l'ontogénèse. Lors des premières semaines de marche indépendante, l'enfant adopte une coordination en-phase entre les ceintures scapulaire et pelvienne, caractérisée par une position en « garde haute ». Ce mode de coordination est en accord avec les contraintes mécaniques, posturales et neurales liées à l'acquisition de ce nouveau comportement. En ayant une meilleure expérience de la marche, les bras s'abaissent progressivement et commencent à osciller, ainsi un patron de coordination en anti-phase apparaît entre les ceintures. Ce patron est caractéristique de la marche d'un adulte (Elftman, 1939) et apparaît spontanément lorsque les bras sont libres de bouger. Ce patron, robuste, représente une meilleure réponse aux nouvelles contraintes qui apparaissent avec la pratique comme l'augmentation de la vitesse de déplacement. L'existence d'un mode de coordination spontané est sous-tendu par des arguments neurobiologiques, en particulier ils pourraient résulter de la « fonction résiduelle de la locomotion quadrupédique » (Dietz, et al., 2001).

En résumé, l'acquisition de la locomotion implique deux patrons de coordination successifs, en-phase et anti-phase. Bien que les paramètres spatiotemporels de la marche, la cinématique

articulaire et les forces résultantes de la réaction du sol soient différents entre un adulte et un enfant (Grimshaw, Marques-Bruna, Salo, & Messenger, 1998), le travail mécanique total reste globalement comparable, malgré un travail mécanique interne plus faible chez l'enfant dû à une raideur plus importante du haut du corps et à l'absence de balancement des bras (Halleman, Aerts, Otten, Deyn, & Clercq, 2004). Ainsi, les patrons inter-ceintures en-phase et anti-phase peuvent être considérés comme une réponse satisfaisante voire efficace pour produire le même travail mécanique en fonction des caractéristiques différentes d'un enfant et d'un adulte.

Il est intéressant de noter cette séquence développementale est en accord avec le cadre proposé par Bernstein (1937/1967) concernant l'apprentissage. Au début de la marche, l'enfant commence par « geler » les degrés de liberté biomécaniques avant de les libérer progressivement avec la pratique ; ainsi, stabiliser et mouvoir le corps devient plus facile.

Il semble ainsi que le balancement des bras joue un rôle important dans l'émergence du patron de coordination usuel de la marche, en particulier le balancement alterné des membres supérieurs et inférieurs de même côté qui apparaît spontanément lors de la marche ou de la course. Cependant, un individu peut être confronté à des situations dans lesquelles la mobilisation des membres supérieurs peut être partiellement ou totalement empêchée lors de la locomotion, comme lorsqu'un sportif doit courir en tenant un ballon dans les mains. Si la coordination entre les différents membres corporels provient de synergies qui font face de façon flexible à un ensemble de contraintes auxquelles elles sont soumises, comment l'appareil locomoteur gère-t-il de façon adaptée les contraintes qui lui sont imposées ? En introduisant, à vitesse de marche spontanée, une contrainte forte, comme le blocage des bras, le patron de coordination usuel en anti-phase devrait être déstabilisé et pourrait donner lieu à l'émergence d'un nouveau patron émergent à la suite de cette déstabilisation.

De plus, comme l'on montré plusieurs études, l'augmentation de la vitesse lors de la marche induit une augmentation de la valeur moyenne de la phase relative entre les ceintures pelvienne et scapulaire qui tend à se rapprocher des valeurs de coordination en anti-phase. Considérant que la transition de la marche à la course s'accompagne d'une augmentation de la vitesse de déplacement (Novacheck, 1998), la valeur moyenne de la phase relative entre les ceintures pelvienne et scapulaire devrait se rapprocher de la valeur typique du patron en anti-phase, 180° lors de la course.

Utilisant les concepts et outils de l'approche dynamique des coordinations, cette étude avait pour objectif de clarifier l'évolution du patron de coordination en anti-phase, considéré comme le patron de coordination le plus mature à la marche et de tenter de déterminer la persistance et la force des patrons de coordination entre les ceintures pelvienne et scapulaire lorsque les bras n'oscillent pas lors de la marche et de la course.

3. Matériel et méthode

Huit sujets ont participé à cette étude (6 hommes, 2 femmes ; âge : 22.8 ± 2.7 ans ; poids : 74 ± 18 kg ; taille : 1.79 ± 0.13 m) qui a été approuvée par le comité d'éthique local. Aucun d'entre eux ne pratiquait un sport nécessitant le port d'objets, notamment un ballon. En accord avec la déclaration d'Helsinki, les participants ont donné leur accord écrit pour participer à cette étude.

Les coordonnées 3D de marqueurs réfléchissants placés sur des repères corporels selon le Plug-in-Gait Marker Placement ont été enregistrés à 100 Hz à l'aide de six cameras Vicon (Oxford Metrics Ltd., Oxford, England). Afin de contrôler la vitesse, les participants ont marché et couru sur un tapis motorisé à vitesse variable (Gymrol, Tecmachine, Andrézieux-Bouthéon, France) selon 4 conditions expérimentales manipulant deux facteurs : Bras (« bras libres » vs. « bras bloqués » en croisant les bras sur les épaules) et Vitesse (marche à $1.39 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ et course à $2.77 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Dès lors, les quatre conditions expérimentales ont été appelées MB (Marche avec oscillations des Bras), MSB (Marche Sans oscillations des Bras), CB (Course avec oscillations des Bras), and CSB (Course Sans oscillations des Bras).

Après échauffement et familiarisation aux différentes vitesses (Wall & Charteris, 1980), les participants ont réalisé un essai d'une durée d'une minute pour chaque Vitesse dans chaque condition de Bras. L'ordre des conditions étaient aléatoires. L'enregistrement commençait 30 secondes après le début de l'essai et durait 15 secondes afin de s'assurer de la stabilité de l'essai.

L'ensemble des coordonnées 3D obtenues ont été filtrées avec un filtre passe-bas de Butterworth avec un niveau de coupure à 6 Hz. L'angle formé par les ceintures pelvienne et scapulaire dans le plan horizontal a été obtenu à partir de la ligne passant par les deux

marqueurs des épaules et celle passant par les deux marqueurs des épines iliaques antero-supérieures.

La durée de chaque cycle a été obtenue par la durée entre deux contacts successifs du même pied au sol. Le ratio moyen entre la durée d'appui et la durée totale du cycle a été calculé pour chaque essai. La phase relative Φ a été obtenue par la méthode de la phase relative continue selon la transformée de Hilbert dans un espace compris entre -180° et 180° (Pikovsky, et al., 2001). Cependant, afin d'éviter des discontinuités dans le calcul des angles de phase dus à la nature cyclique des variables (Hamill, et al., 2000; Wheat & Glazier, 2006), Φ a été exprimée dans une étendue de 0° à 360° , lorsque le mode de la distribution de la phase relative était centré dans les quadrants entre 90° et 180° ou entre -180° et -90° .

La totalité de la distribution fréquentielle de Φ a été calculée pour chaque participant dans chaque condition en 18 secteurs de 20° chacun. L'analyse de ces distributions a permis de déterminer le patron de coordination le plus fréquemment adopté dans chaque condition expérimentale par chaque participant. En raison de l'asymétrie marquée des distributions, le mode a été retenu pour signaler la tendance de la distribution. La variabilité de la phase relative a été évaluée par l'écart type de Φ , reflétant la stabilité du patron de coordination produit, c'est à dire, la force du couplage entre les ceintures (Kelso, 1995; Van Emmerik & Van Wegen, 2000).

Les données ont été analysées avec une ANOVA à deux facteurs (2 Bras \times 2 Vitesse) à mesure répétées. Le seuil de significativité retenu a été $p < 0.05$.

4. Résultats

4.1 Paramètres de marche

Le rapport entre la durée de l'appui et la durée du cycle (tableau n°3) n'est pas significativement différent entre les deux conditions Bras pour les deux conditions de Vitesse. Globalement, le patron locomoteur des membres inférieurs n'a pas été affecté par les différentes modifications de tâche.

Condition	Ratio	SD
MB	60.13	8.35
MSB	61.46	8.19
CB	40.15	4.98
CSB	41.83	3.36

Tableau n°3: Ratio (%) de la durée d'appui sur la durée totale du pas et variabilité inter-sujets

4.2 Distribution fréquentielle de la phase relative

La Figure n°48 présente la distribution fréquentielle de Φ entre les ceintures scapulaire et pelvienne dans les différentes conditions expérimentales. Le/les mode(s) de la distribution indique(nt) le ou les patrons de coordination adoptés le plus fréquemment.

4.3 Effet combiné Bras et Vitesse

Pour la condition MB, la condition la plus naturelle de marche, le mode de la distribution fréquentielle (Figure n°48A) est centré autour de -140° , à proximité de $\pm 180^\circ$, significatif du patron anti-phase. Cette valeur est comparable à celle rapportée dans d'autres travaux (Huang, et al., 2010; Wagenaar & Beek, 1992). La médiane de cette distribution est davantage proche de 180° que le mode. Ces résultats suggèrent un patron anti-phase légèrement décalé dans lequel la ceinture scapulaire précède la ceinture pelvienne. En revanche, le mode de la distribution fréquentielle de la condition CSB (Figure n°2D), la condition la plus contrainte, est centrée sur 0° , caractéristique du patron en-phase entre la ceinture pelvienne et la ceinture scapulaire. Dans cette condition, la médiane et le mode sont sensiblement identiques, signifiant que la distribution fréquentielle est sensiblement symétrique. Dans la condition avec le plus de contraintes, le patron de coordination entre les ceintures qui prévaut est en-phase.

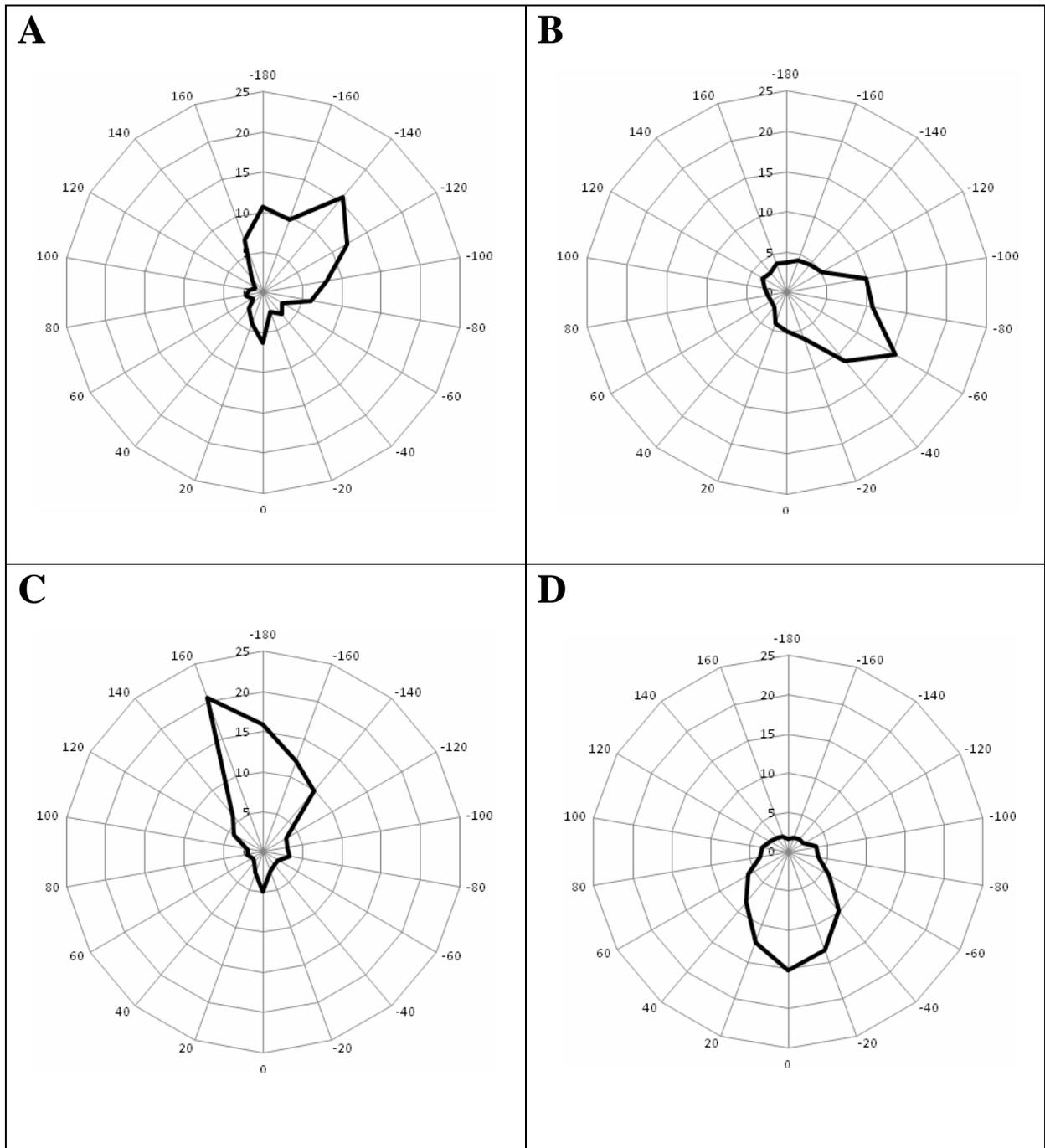


Figure n°48 : distribution polaire de Φ dans les quatre conditions expérimentales. Cadran A : Marche avec les bras (MB); Cadran B: Marche sans les bras (MSB); Cadran C: Course avec les bras (CB); cadran D: Course sans les bras (CSB). Le blocage des bras provoque une transition du patron anti-phase vers le patron en-phase. La vitesse rend la phase relative davantage proche des valeurs typiques 0° et 180° .

4.4 Effet des Bras seuls

Lors de la marche (haut de la Figure n°48), l'absence de participation des bras déplace le mode de distribution fréquentielle d'une valeur de Φ autour de -140° (condition MB), caractéristique d'un patron quasiment en anti-phase, vers -60° (condition MSB), proche d'un

patron en-phase. Un décalage plus important est observé pour la course (bas de la Figure n°48). Avec la participation des bras (CB), le mode est centré autour de 160° , un patron proche de l'anti-phase, alors que sans la participation des bras (CSB), le mode est proche de 0° , un patron en-phase. Quelle que soit la vitesse, la mobilisation des bras permet de produire un patron « normal » en anti-phase entre les ceintures alors que la réalisation d'un patron en-phase apparaît comme mal commode à réaliser.

4.5 Effet de la Vitesse seule

Avec la participation des bras (colonne gauche de la Figure n°48), le mode de la répartition fréquentielle pour la marche (MB, Figure n°48A) est à nouveau centré autour de -140° , proche de la valeur d'une coordination en anti-phase. A la course (CB, Figure n°48C), le mode est centré sur 160° , proche de la valeur d'une coordination en anti-phase. Sans la participation des bras (colonne de droite de la Figure n°48), cet effet est renforcé : à la marche (MSB), le mode est centré autour de -60° , proche d'un patron en-phase, alors qu'à la course (CSB), le mode est centré sur 0° , valeur type d'un patron en-phase. Ainsi, l'augmentation de la vitesse par le passage de la marche à la course renforce le patron de coordination adopté : la valeur modale se rapproche de la valeur type du patron (proche de 0° ou de 180°) et la distribution devient plus étroite et plus symétrique.

En résumé, les analyses de la distribution fréquentielle de Φ dans les différentes conditions indiquent deux effets particuliers des Bras et de la Vitesse. L'absence de participation des bras induit un passage d'une valeur de phase relative d'en-phase vers anti-phase que ce soit à la marche ou à la course, un phénomène que l'on peut apparenter à une transition de phase. Dans les deux cas de coordination inter-ceinture, une augmentation de la vitesse rend la valeur de la phase relative davantage proche de la valeur typique des patrons, en particulier en diminuant l'asymétrie. A première vue, ces deux effets se superposent.

4.6 Modalité des distributions fréquentielles

Une observation plus précise des deux conditions où les bras participant à la locomotion (MB and CB), la distribution fréquentielle (cf. Figure n°48A et 48C) peut apparaître comme étant bimodale : à côté d'un mode principal proche de l'anti-phase (autour de 180°), on trouve aussi l'expression, limitée mais présente, d'un mode proche de l'en-phase (autour de 0°). La Figure

n°49 expose les résultats d'une analyse effectuée sujet par sujet afin de déterminer l'origine d'une telle bimodalité. Est-ce que la Figure n°48 exprime la moyenne d'authentiques distributions bimodale chez certains sujets ou la superposition de différentes distributions unimodales ?

Lors de la marche avec participation des bras (MB, haut de la Figure n°49), on peut distinguer deux groupes de 4 participants chacun. Le premier groupe (Figure n°49A) est caractérisé par une distribution unimodale centrée sur $\Phi = -140^\circ$, proche de la valeur d'un patron anti-phase. Le second groupe (Figure n°49B) est caractérisé par une distribution bimodale avec des modes à $\Phi = -140^\circ$ et $\Phi = 20^\circ$, suggérant la production de patrons en-phase et en anti-phase avec un nombre plus important des derniers que des premiers. Pour la course avec participation des bras (CB, bas de la Figure n°49), l'analyse permet de distinguer aussi deux groupes de 4 participants. Le premier groupe (Figure n°49C) est caractérisé par une distribution unimodale centrée autour de $\Phi = 160^\circ$, patron en anti-phase, alors que le second (Figure n° 49D) est caractérisé par une distribution bimodale avec des modes à $\Phi = 160^\circ$ et $\Phi = 0^\circ$, un patron en anti-phase et un patron en-phase, respectivement. En résumé, ces résultats suggèrent que si le patron en anti-phase est largement prédominant lorsque les bras contribuent à la locomotion, les deux patrons en-phase et anti-phase sont réalisés par la moitié des sujets quelle que soit la vitesse, même si c'est dans de faibles proportions.

Afin de quantifier ces différences, le Tableau n°4 présente le rapport entre patron anti-phase vs. patron en-phase pour chaque distribution. Chaque valeur de phase relative comprise dans un intervalle de $\pm 90^\circ$ autour du mode de référence ($\pm 180^\circ$) est considérée comme un patron en anti-phase et alors que les autres valeurs (côté opposé du mode) définissent un patron en en-phase. Le ratio représente le nombre de patrons définissant l'anti-phase divisé par le nombre de patrons définissant l'en-phase. Une ANOVA a montré une différence significative du ratio pour les participants ayant une distribution fréquentielle unimodale vs. bimodale pour la marche et pour la course ($F(1,7) = 24.75$, $p < 0.05$ et $F(1,7) = 6.05$, $p < 0.05$, respectivement). Il convient de noter que cette différence dans la distribution fréquentielle (unimodale vs. bimodale) n'affecte pas l'effet principal des Bras et de la Vitesse lorsqu'on les étudie participant par participant.

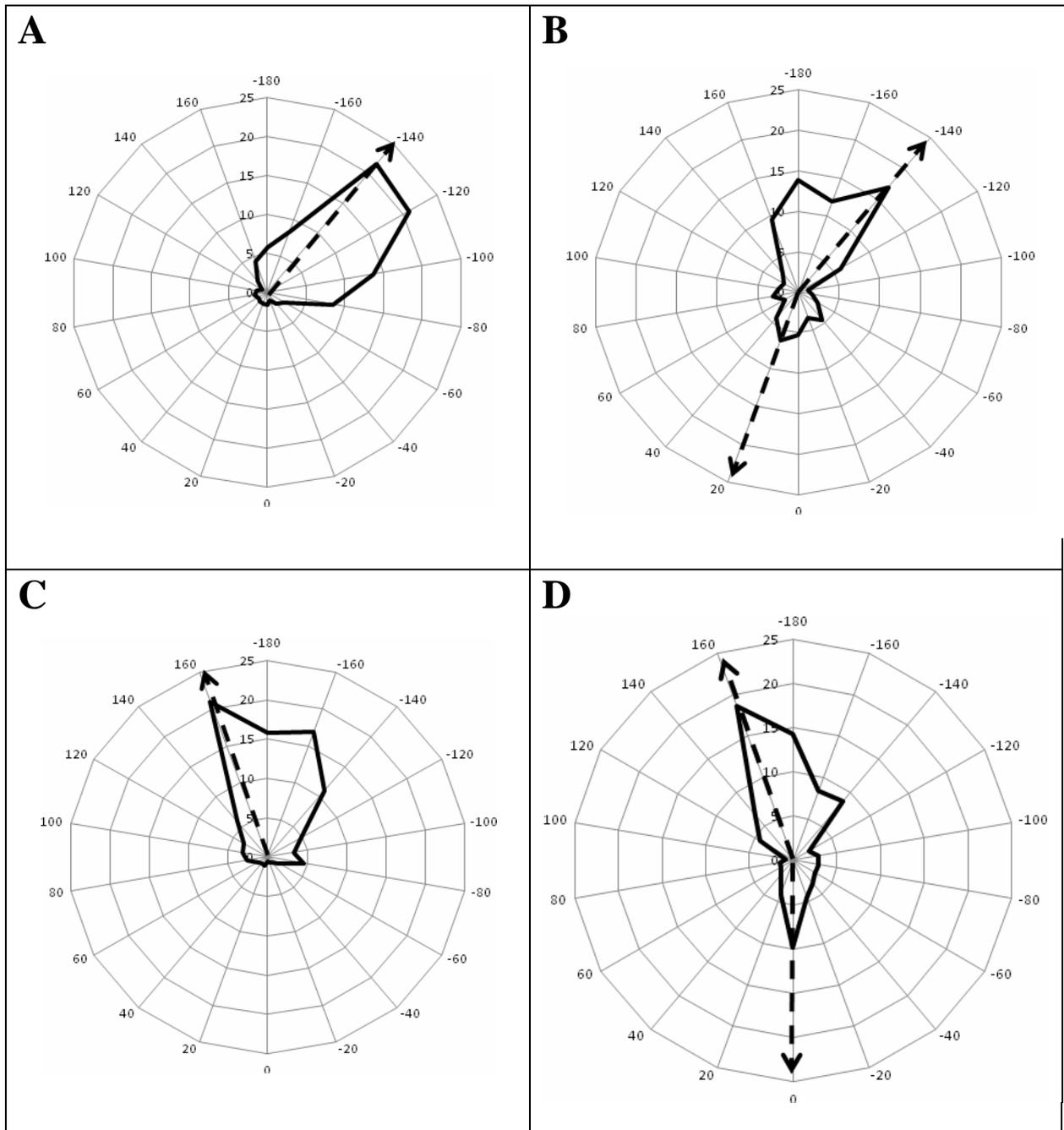


Figure n°49: Décomposition Participant-par-participant de la distribution bipolaire de Φ . La flèche indique le/les mode(s). Cadran A: MB unimodal – participants 1, 2, 5, 6; Cadran B: MB bimodal – participants 3, 4, 7, 8; Cadran C: CB unimodal – participants 1, 3, 4, 8; Cadran D : CB bimodal – participants 2, 5, 6, 7. La moitié des participants adoptent une part de patron en-phase lors d’une locomotion typique où le patron est anti-phase.

Condition	Mode	Ratio	SD
MB	Unimodal	8.85	2.66
	Bimodal	2.07	0.62
CB	Unimodal	6.82	4.01
	Bimodal	1.80	0.70

Tableau n°4: Ratio entre les patrons de coordination en anti-phase vs. en-phase dans les distributions

4.7 Moyenne de la phase relative

Le tableau n°5 présente la moyenne et l'écart type de Φ ainsi que la moyenne de l'écart type pour chaque sujet. Une ANOVA à mesures répétées à deux facteurs (2 Bras \times 2 Vitesse) a donné des résultats correspondants à ceux trouvés par la distribution fréquentielle : ils ont montré un effet Bras significatif ($F(1,7) = 535.95$; $p < 0.05$) et une interaction ($F(1,7) = 9.60$; $p < 0.05$). Néanmoins, l'effet Vitesse n'est pas confirmé ($F(1,7) = 0.487$; $p > 0.51$). Un traitement ANOVA séparé entre les groupes unimodaux et bimodaux confirme les résultats ci-dessus avec un effet Bras et sans effet Vitesse. L'absence d'effet significatif de la Vitesse peut être dû au fait que la moyenne de la valeur de Φ amoindrit les différences entre les conditions contrairement à la valeur du mode ou de la médiane dans la distribution fréquentielle (cf. Figure n°48). De façon notable, la phase relative produite par un seul individu est assez variable comme l'indique la moyenne élevée de l'écart type reportée dans la dernière colonne du tableau n°5, quelle que soit la condition. Quoiqu'il en soit, bien que la course n'induisse pas de décalage significatif de la phase relative moyenne vers les valeurs typiques proches de 0° et de 180° , le plus important est la confirmation que la mobilisation des bras induit un changement significatif de la moyenne de la phase relative d'un patron en anti-phase vers un patron en en-phase.

Condition	Φ Moyen ^(°)	SD	SD^{Φ} intra-sujets
MB	204.17	26.90	61.39
MSB	-25.59	22.78	74.77
CB	184.66	16.06	54.87
CSB	5.01	16.79	64.11

Tableau n°5: Moyenne inter sujets de Φ et sa variabilité (SD) associée et moyenne de la variabilité (SD) intra sujets de Φ

5. Discussion

La coordination typique en anti-phase entre les ceintures pelvienne et scapulaire lors de la locomotion se réalise par des rotations dans des directions opposées de ces ceintures. Chez l'enfant, ce patron émerge après quelques semaines d'expérience de la marche dans sa forme

« mature » et devient plus flexible et dynamiquement efficient (Freedland & Bertenthal, 1994). Ce patron est réalisé plus spontanément alors que le patron en-phase, traduisant des rotations des ceintures dans la même direction, se produit dans de rares occasions : vitesse de marche très lente, pathologies ou situations particulières (Huang, et al., 2010; Van Emmerick, et al., 1999; Wagenaar & Beek, 1992; Wu, et al., 2004). L'objectif de notre travail était de déterminer la persistance des patrons de coordination entre les ceintures pelvienne et scapulaire et leur évolution lorsque des contraintes fortes étaient apportées, contraintes liées au balancement ou non des bras et au mode de locomotion, marche ou course, induisant des vitesses fort différentes.

Globalement, ces résultats soutiennent le fait que la phase relative entre les mouvements des ceintures pelvienne et scapulaire dans le plan transversal est une variable collective pertinente pour décrire les allures locomotrices et mettre en évidence les effets des contraintes agissant sur elles. Ainsi, la locomotion peut être conceptualisée en termes de coordination entre des composants oscillatoires comme c'est déjà le cas pour la plupart des mouvements périodiques qu'ils soient biologiques ou non.

Si l'on s'intéresse au balancement des bras, l'absence de participation des bras à la locomotion entraîne un usage systématique d'un patron de coordination en-phase pour les deux vitesses (marche et course) alors que le patron habituel est le patron en anti-phase. Si l'on s'intéresse aux effets de la vitesse, le passage de la marche à la course rend les deux patrons davantage canoniques, c'est-à-dire qu'il réduit la différence (respectivement de 30° et de 60°) avec la valeur théorique de stabilité de ces patrons (respectivement 0° ou 180°) pour chaque condition Bras. De plus, lors de la course, la distribution fréquentielle de la phase relative devient davantage symétrique autour de la valeur modale. Ainsi, l'effet Bras semble déterminer la typologie du patron de coordination adopté (en-phase vs. anti-phase) alors que l'effet Vitesse agit sur la valeur moyenne et sur la symétrie de la variation autour de cette valeur. Dans la situation présentant le plus de contraintes, c'est-à-dire la course sans balancement des bras qui combine ainsi les deux effets de façon globalement additionnée, le mode et la variabilité de la phase relative reflètent l'adoption d'un patron en-phase qui est plus restreint ou plus fort que dans les autres conditions. Selon une vue Bernsteinienne de la coordination (cf. Introduction), ces résultats peuvent évoquer un gel des degrés de liberté, une réponse appropriée aux difficultés rencontrées dans la gestion de tous les aspects du mouvement en cours dans une condition rigoureuse et inhabituelle.

Dans la continuité de la littérature, notre étude corrobore le fait que le patron en anti-phase entre les ceinture scapulaire et pelvienne est largement prédominant dans la forme habituelle de locomotion, c'est-à-dire, avec le balancement des bras et particulièrement à vitesse élevée (c'est-à-dire à la course). Néanmoins, notre étude rapporte en plus une distribution bimodale suggérant la présence dans un même cycle d'un patron en-phase et d'un patron en anti-phase pendant la locomotion usuelle. Bien que le patron en anti-phase soit considéré comme étant le plus flexible et le plus efficace sur un plan dynamique dans ces situations avec le moins de contraintes (Freedland & Bertenthal, 1994), quatre participants ont réalisé une quantité non négligeable de patrons en-phase aux deux vitesses de déplacement. Toutefois, des analyses supplémentaires de nos résultats n'ont pas permis de déterminer à quel moment particulier au sein du cycle le patron en-phase était préférentiellement réalisé. Bruijn et coll. (2008), dans une étude récente, suggèrent qu'une coordination en-phase entre les ceintures pelvienne et scapulaire peut provenir d'une altération de la coordination entre les mouvements du bassin et les mouvements de la cuisse. Cette hypothèse n'a pas été considérée dans notre étude pour l'instant. Ainsi, il est encore difficile de comprendre comment le patron en-phase, caractéristique d'une situation de fortes contraintes et considéré comme immature ou inefficace, est finalement présent avec l'habituel patron en anti-phase, caractéristique d'une locomotion libre, mature et efficace.

En accord avec les principes basiques de l'auto-organisation dans les systèmes loin de l'équilibre (e.g., Nicolis & Prigogine, 1989), la formation des patrons est un processus dissipatif qui tend à installer ou rétablir la stabilité du système. C'est la raison pour laquelle un basculement spontané entre deux patrons peut être provoqué par l'ajout de contraintes exercées, déclenchant un phénomène de transition de phase (cf. Introduction). En terme de stabilité des patrons de locomotion caractérisés par la coordination entre les ceintures, le patron en-phase doit être plus stable que le patron en anti-phase, parce qu'il est celui qui est établi dans les conditions les plus difficiles (sans balancement des bras). De façon contre-intuitive, le fait que la coordination en anti-phase peut être associée avec un peu de patron en-phase même dans la locomotion facile et naturelle avec le balancement des bras corrobore la supposition que cette dernière est, de fait, plus stable que la première. Bien que durant la locomotion sans contraintes le patron anti-phase soit adopté spontanément, c'est le patron en-phase, fondamentalement plus stable, qui est naturellement adopté dans les conditions de contraintes élevées. Une raison pour laquelle le patron en-phase est plus rare est que les conditions nécessitant sa réalisation, plutôt drastiques comme la suppression du

mouvement des bras, ne se rencontrent (heureusement) pas fréquemment. Bien sûr, de nombreuses contraintes, autre que la possibilité ou non de balancement des bras peuvent faciliter son exécution. Une illustration peut être trouvée pour la marche de nombreux animaux bipèdes comme le pingouin. Son dandinement caractéristique est une coordination en-phase des ceintures, qui apparaît comme étant assez efficient énergétiquement parlant (Griffin & Kram, 2000) et qui stabilise d'autres paramètres de la marche comme la largeur de pas (Kurz, Scott-Pandorf, Arellano, Olsen, & Whitaker, 2008). De façon intéressante, le dandinement du pingouin est sensiblement comparable à la marche du jeune enfant en ce qu'il manifeste un patron en-phase (Cavagna, Franzetti, & Fuchimoto, 1983).

Ces résultats ont aussi des conséquences théoriques et méthodologiques pour l'étude de la locomotion. De nombreuses tentatives ont tenté de caractériser les patrons de locomotion au travers de variables inter-articulaires d'un même membre ou inter-membres. La locomotion chez les humains, indépendamment des caractéristiques anthropométriques individuelles, peut être défini par des nombres adimensionnels, dérivés du nombre de Strouhal (Delattre, Lafortune, & Moretto, 2009), alors que la transition marche-course peut être caractérisée par un autre nombre adimensionnel comme le nombre de Froude (Diedrich & Warren, 1995). Le calcul de ces nombres est loin d'être trivial et leur signification biologique a encore à être démêlée. En revanche, la coordination entre les ceintures pelvienne et scapulaire mesurée par la phase relative entre les rotations de ces ceintures apparaît comme étant claire, robuste et facile à obtenir dans le but de décrire la transition entre la marche et la course. Il y a une transition vers la course lorsque la phase relative de la marche (c'est-à-dire pour une valeur autour de 120°) s'approche de la valeur habituelle d'un patron en anti-phase, c'est-à-dire 180° .

Un objectif du patron en anti-phase entre les ceintures lors de la locomotion est de maintenir une stabilité posturale en contrôlant le moment angulaire généré dans le plan transverse par les membres inférieurs autour de la hanche (Herr & Popovic, 2008; Perry & Burnfield, 2010). Ces mouvements de rotation peuvent générer des oscillations importantes du haut du corps qui doivent être contrôlées, en particulier pour maintenir la stabilité de la tête. Pour une fréquence faible de déplacement comme la marche, la phase relative entre le bassin et le thorax est plus faible que pour des fréquences élevées comme la course (Huang, et al., 2010). Le tronc suivrait alors les mouvements du bassin, agissant ainsi passivement, une sorte d' « unité passagère » (Perry & Burnfield, 2010). De plus, le maintien d'une activité musculaire autour de l'épaule en l'absence de balancement des bras (Fernandez Ballesteros, et al., 1965) peut

être considéré alors comme une prise en charge active des mouvements de la ceinture scapulaire.

De plus, la stratégie passive est présentée comme étant énergétiquement efficace. Pendant la marche, le « pas pelvien » entraîne une contre-rotation du tronc et un balancement passif des bras proportionnel à la vitesse de déplacement dans un objectif d'efficacité énergétique (Usherwood, Szymanek, & Daley, 2008). Or, pour Pontzer et coll. (2009), la dépense énergétique reste identique à la course avec ou sans balancement des bras, malgré des mouvements plus amples du tronc. Ainsi, la participation des bras, décrite comme agissant en contre rotation des mouvements du bassin dans le plan transversal, n'apparaît pas comme étant un facteur critique du coût énergétique de la locomotion. La consommation d'énergie ne permet pas non plus d'expliquer la transition entre la marche et la course : la course tend à survenir à des valeurs plus faibles que le seuil aérobie pour la marche et un seuil supérieur n'induit pas des vitesses plus élevées de la transition entre la marche et la course (Sentija & Markovic, 2009).

Avec l'augmentation de la vitesse, le couplage entre la ceinture pelvienne et la ceinture scapulaire devient plus fort, entraînant une stabilisation stricte à une fréquence de coordination de 1:1 entre les membres (Donker, Beek, Wagenaar, & Mulder, 2001). Lors de la course, le couplage entre les ceintures augmente encore plus, en particulier afin de contrebalancer les conséquences déstabilisatrices des forces de réaction du sol (Pontzer, et al., 2009). Un tel raidissement du tronc peut expliquer la « symétrisation » de la phase relative exprimée dans cette étude lors de la course, s'approchant de valeurs davantage canoniques avec une distribution équilibrée de la phase relative.

Finalement, l'approche présentée ici apporte un nouvel éclairage sur la façon dont le comportement est lié au patron locomoteur. Afin de caractériser les propriétés adaptatives du système locomoteur face à des contraintes variables, un descripteur parmi les plus pertinents n'est pas ce qui se passe à l'intérieur d'un membre ou entre plusieurs membres mais davantage le timing relatif entre les ceintures. Plutôt qu'une optimisation *per se* des paramètres énergétiques ou biomécaniques, ce qui semble organiser le patron locomoteur est la stabilité de la phase relative entre les oscillations pelviennes et scapulaires. C'est quand la stabilité de la coordination entre les ceintures est éventuellement obtenue que d'autres paramètres peuvent aussi trouver des solutions locales optimales. Cela pourrait être une nouvelle et, nous osons penser, plus convaincante interprétation de plusieurs études rapportant une corrélation entre des changements de patrons comportementaux et une minimisation des

variables mécaniques et énergétiques. Par exemple, les travaux fameux de Hoyt et Talor (1981) suggéraient que la transition d'allure chez les chevaux était déclenchée par un excès de dépense énergétique subi par les animaux lors de leur locomotion loin de leur vitesse spontanée. A la suite de ce qui se passe dans la coordination bimanuelle humaine (Zanone, Monno, Temprado, & Laurent, 2001), nous voudrions proposer que lorsque la déstabilisation du patron due à un changement de fréquence de mouvement devient trop importante, une transition de phase se réalise pour rétablir la stabilité de la phase relative. Cette perte et ce retour de stabilité sont accompagnés par une augmentation et une diminution du coût énergétique, proportionnels à l'effort (énergétique et nerveux) nécessaire pour maintenir le patron de coordination actuel. En ce sens, la dépense énergétique pourrait être une conséquence directe de la stabilité courante d'un patron, de la même façon que cela a déjà été montré pour le coût attentionnel chez les humains (Temprado, Zanone, Monno, & Laurent, 1999), plutôt qu'un déterminant du changement du patron moteur adopté.

Chapitre 3 *Coordination inter-membres*

1. Introduction

Si la dynamique du comportement interarticulaire au sein d'un membre témoigne d'une relative stabilité du patron de coordination face à des contraintes diverses, par contre la coordination entre les ceintures pelvienne et scapulaire lors de la locomotion présente des modifications substantielles de cette coordination lors de changements de mode de locomotion et selon la participation ou non des bras à la marche ou à la course.

Ainsi, la dynamique sous-jacente peut-elle témoigner d'une grande stabilité ou d'une grande flexibilité des patrons de coordination selon que l'on aborde le comportement interarticulaire au sein d'un membre ou le comportement inter-ceintures. Il convient de rappeler que les travaux ayant permis d'obtenir ces résultats ont été réalisés dans le contexte naturel de la locomotion terrestre, dans lequel les groupes musculaires permettant de lutter contre les conséquences de la gravité sont sollicités de façon prioritaire (Eston, Mickleborough, & Baltzopoulos, 1995). Il en est de même pour la quasi-totalité des travaux ayant porté sur la coordination inter-membres, par exemple ceux de Kelso et Jeka (1992). On peut alors s'interroger sur la dépendance de cette dynamique coordinative aux effets gravitationnels sur le mouvement des membres et sur sa persistance dans un contexte de contrainte différent de ce point de vue. Dans les paradigmes habituels, les groupes musculaires agonistes et antagonistes ne sont pas sollicités initialement de façon équiprobable, pas plus qu'ils ne sont activés de manière symétrique au cours des mouvements oscillatoires demandés : Les groupes musculaires antigravitaires sont sollicités de façon préférentielle, voire exclusive. Nous nous intéresserons donc à un contexte particulier, dans lequel les membres effectuent des mouvements pendulaires qui rendent la sollicitation musculaire a- et antagoniste symétrique.

2. Principes sous-jacents à la coordination

Comme nous l'avons évoqué au paragraphe 10.5, des principes sous-jacents aux coordinations inter-segmentaires, au sein d'un même membre ou entre deux membres, ont été mis en évidence. Rappelons que Kelso dans des mouvements de segments homologues a montré que deux patrons stables seulement pouvaient apparaître spontanément (en-phase et anti-phase) et qu'en augmentant la fréquence d'oscillation, l'anti-phase devenait instable et basculait vers

l'autre mode stable, le mode en-phase (1984). Cette étude a posé les fondements du *principe musculaire* de coordination. Elle fait référence à l'observation que les mouvements bilatéraux symétriques par rapport à l'axe longitudinal du corps et nécessitant l'activation simultanée de muscles homologues étaient réalisés de façon plus précise et stable que les mouvements faisant appel aux groupes musculaires non homologues.

Par la suite, Kelso et Jeka (1992) ont exploré la coordination entre les différentes paires possibles de membres chez l'homme (Bras-Bras, Jambe-Jambe, Bras droit-Jambe droite, Bras droit-Jambe gauche, Bras gauche-Jambe gauche, Bras gauche-Jambe droite), lors de mouvements de flexion-extension à fréquence spontanée. Il était demandé aux sujets d'effectuer ces mouvements soit dans la même direction soit dans une direction opposée. Ceci revenait à mobiliser les groupes musculaires homologues lorsqu'il s'agissait de déplacer les segments d'une même ceinture dans la même direction et inversement et à mobiliser les groupes musculaires homologues lorsqu'il s'agissait de déplacer les segments de ceinture différente dans une direction opposée et inversement. Les résultats ont montré pour l'ensemble des combinaisons une meilleure stabilité de la phase relative lors de mouvements dans la même direction. Kelso et Jeka (1992) ont ainsi précisé que la stabilité de coordination de deux composantes impliquant deux segments appartenant à deux ceintures différentes et situés du même côté ou de côtés différents du corps dépendait de la direction de chacune des composantes et non pas de la sollicitation de groupes musculaires homologues. Ces résultats ont posé les fondements du *principe directionnel* de coordination. Ils confirmaient des travaux antérieurs de Baldissera et coll. (1982; 1991) qui avaient étudiés les principes gouvernant les mouvements coordonnés de segments ipsilatéraux et appartenant à des ceintures différentes. Ces derniers auteurs avaient montré que les mouvements volontaires de flexion-extension de la main dans le plan sagittal étaient plus facilement coordonnés avec les mêmes mouvements du pied s'ils s'effectuaient dans la même direction. En revanche, la coordination était plus difficile lorsque bras et pied se déplaçaient dans des directions opposées. Ce principe directionnel est indépendant des groupes musculaires impliqués. Face à l'absence apparente d'influence entre les segments à coordonner, le couplage préférentiel de certains groupes musculaires (fléchisseurs des mains avec extenseurs des pieds) montre ainsi une propension du système nerveux à contrôler plus facilement les segments évoluant dans la même direction. La stabilité coordinative semble ainsi d'abord déterminée par une relation spatiale entre les mouvements des différents membres qui se coordonnent.

Une attention particulière a été portée sur la stabilité et sur la force de couplage lorsque les patrons de coordination nécessitent l'activation de groupes musculaires homologues afin de bouger dans la même direction ou dans des directions opposées. Alors que Swinnen et coll. (1997) ont suggéré que les effets des deux principes se superposaient, Park and coll. (2001) ont montré que la direction affectait le type d'attracteur alors que l'homologie musculaire (ou non) affectait la force d'attraction. La coordination entre deux segments est ainsi présentée comme la factorisation d'un type d'attracteur (en-phase ou anti-phase par exemple) et d'une force d'attraction. Ces résultats peuvent être mis en lien avec les théories développées par Bernstein sur les liens spatiaux et physiologiques à différents niveaux du système (Bernstein, 1996). Carson et Riek (1998) ont porté leur attention sur la géométrie musculo-squelettique en général et sur la longueur des muscles effecteurs en particulier. Ils ont mis en évidence leur impact significatif sur le contrôle et la stabilité des patrons de coordination et ont démontré que des changements dans la position des articulations résultant des modifications dans la longueur et dans l'orientation des muscles avaient des conséquences sur le contrôle et la stabilité des patrons de coordination. Notons cependant, que dès 1991, Baldissera avait souligné le fait que seuls « les muscles agissant sur les aspects antigravitaires des mouvements cycliques » étaient sollicités dans les différentes expérimentations conduites (Baldissera, et al. 1991, p. 376).

Dans ce contexte, rejoignant notre questionnement à l'issue des travaux précédents et continuant d'explorer la dynamique de coordination entre les membres, nous avons réalisé une expérience étudiant la coordination de deux membres dans une situation de contrainte telle que décrite par Baldissera, sollicitant de façon préférentielle une activité musculaire antigravitaire, et dans une situation où les membres sont en position pendulaire, entraînant une symétrisation de la sollicitation des groupes musculaires agonistes et antagonistes.

3. Méthode

Douze sujets (8 hommes, 4 femmes ; âge : 27.5 ± 3 ans ; poids : 65 ± 14.5 kg ; taille : 1.72 ± 0.09 m), étudiants en éducation physique, ont participé à l'expérimentation.

3.1 Protocole expérimental

L'expérimentation était une adaptation du protocole expérimental utilisé par Kelso et Jeka (1992). Les sujets étaient assis dans une chaise multiarticulée permettant de mesurer les mouvements de flexion-extension du coude et du genou dans le plan sagittal. Dans deux conditions expérimentales, les sujets devaient effectuer, à partir d'un signal sonore et sans contrainte de fréquence, des oscillations d'un membre, puis, après la dixième oscillation (matérialisée par un deuxième signal sonore), continuer tout en effectuant des oscillations avec un second membre pendant 50 autres cycles. La fin était indiquée par un troisième signal sonore. Toutes les combinaisons possibles par paire entre les quatre membres (e.g., bras droit – jambe gauche) ont été étudiées. L'ordre de mobilisation des deux membres concernés était indiqué juste avant le début de l'essai. Chacune des 12 combinaisons possibles, c'est-à-dire membre supérieur droit – membre supérieur gauche, membre supérieur gauche – membre supérieur droit, membre inférieur droit – membre inférieur gauche, membre inférieur gauche – membre inférieur droit, membre supérieur droit – membre inférieur droit, membre inférieur droit – membre supérieur droit, membre supérieur droit – membre inférieur gauche, membre inférieur gauche – membre supérieur droit, membre supérieur gauche – membre inférieur gauche, membre inférieur gauche – membre supérieur gauche, membre supérieur gauche – membre inférieur droit, membre inférieur droit – membre supérieur gauche, était effectuée deux fois par condition de façon randomisée. Ces différentes combinaisons ont été subdivisées en combinaisons homologues (membre supérieur – membre supérieur et membre inférieur – membre inférieur), ipsilatérales (membre supérieur – membre inférieur et membre inférieur – membre supérieur du même côté) et controlatérales (membre supérieur – membre inférieur et membre inférieur – membre supérieur de côté opposé). Dans la première condition (appelée « Position basse »), le sujet était assis de la manière « usuelle », les bras le long du tronc, de sorte que le déplacement des membres était essentiellement dû à l'action de muscles anti-gravitationnels. Dans la seconde condition (appelée « Position haute »), le sujet était assis sur un plan incliné de 20° par rapport à l'horizontale de sorte que les jambes soient en position de pendule et les avant-bras oscillaient de part et d'autre de la verticale dans une position de pendule inversé, les bras étant à l'horizontale. Ainsi, les muscles antagonistes pouvaient être activés de façon plus similaire (Figure n°50). Ces positions rendaient l'effet gravitaire asymétrique et symétrique, respectivement.

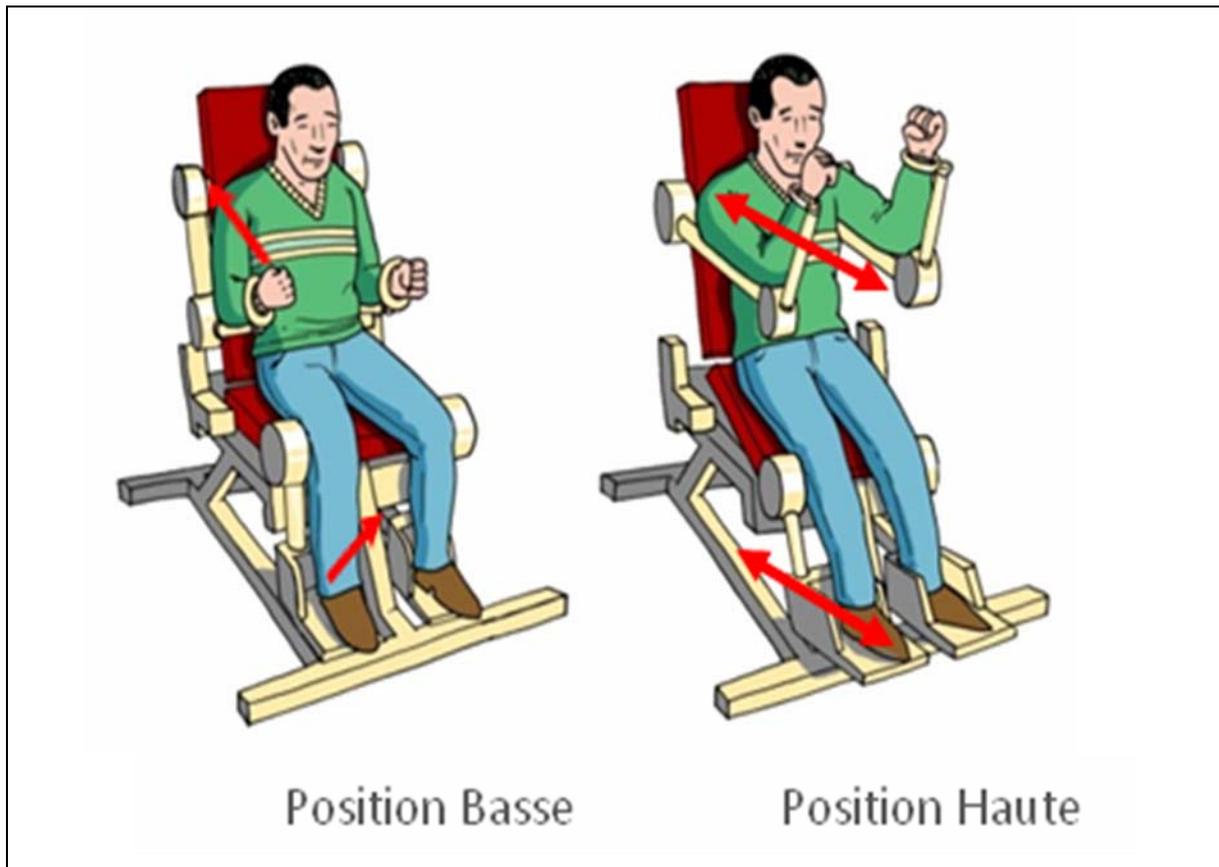


Figure n°50 : Description des deux conditions expérimentales

3.2 Traitement du signal

Les déplacements angulaires des articulations de genou et du coude ont été échantillonnés à 200 Hz. et traités afin de calculer la phase relative continue (Φ) entre les segments concernés selon la méthode de l'arc tangente. Ces différents traitements et calculs ont été réalisés à partir d'une programmation spécifique sur MatLab.

3.3 Détermination des patrons

Une répartition fréquentielle par intervalles de 12° des valeurs de Φ telle qu'utilisée par Park et al. (2001) a permis de distinguer les différents types de patrons de coordination au cours de chacune des observations : En-phase ($\Phi \approx 0^\circ$), Antiphase ($\Phi \approx 180^\circ$), Bimodal (présence d'une ou plusieurs transitions entre en-phase et anti-phase) et Autres (Patrons de coordination différents de Phase et Antiphase) (Figure n°51).

Pour les segments homologues (au sein d'une même ceinture), une coordination en-phase correspond à une contraction simultanée d'un même groupe musculaire et une coordination en anti-phase correspond à une contraction alternée d'un même groupe musculaire.

Pour les segments non-homologues (au sein de deux ceintures différentes), une coordination en-phase correspond à une contraction alternée d'un même groupe musculaire et une coordination en anti-phase correspond à une contraction simultanée d'un même groupe musculaire.

Une répartition qualitative des patrons a ainsi été réalisée pour chaque binôme étudié.

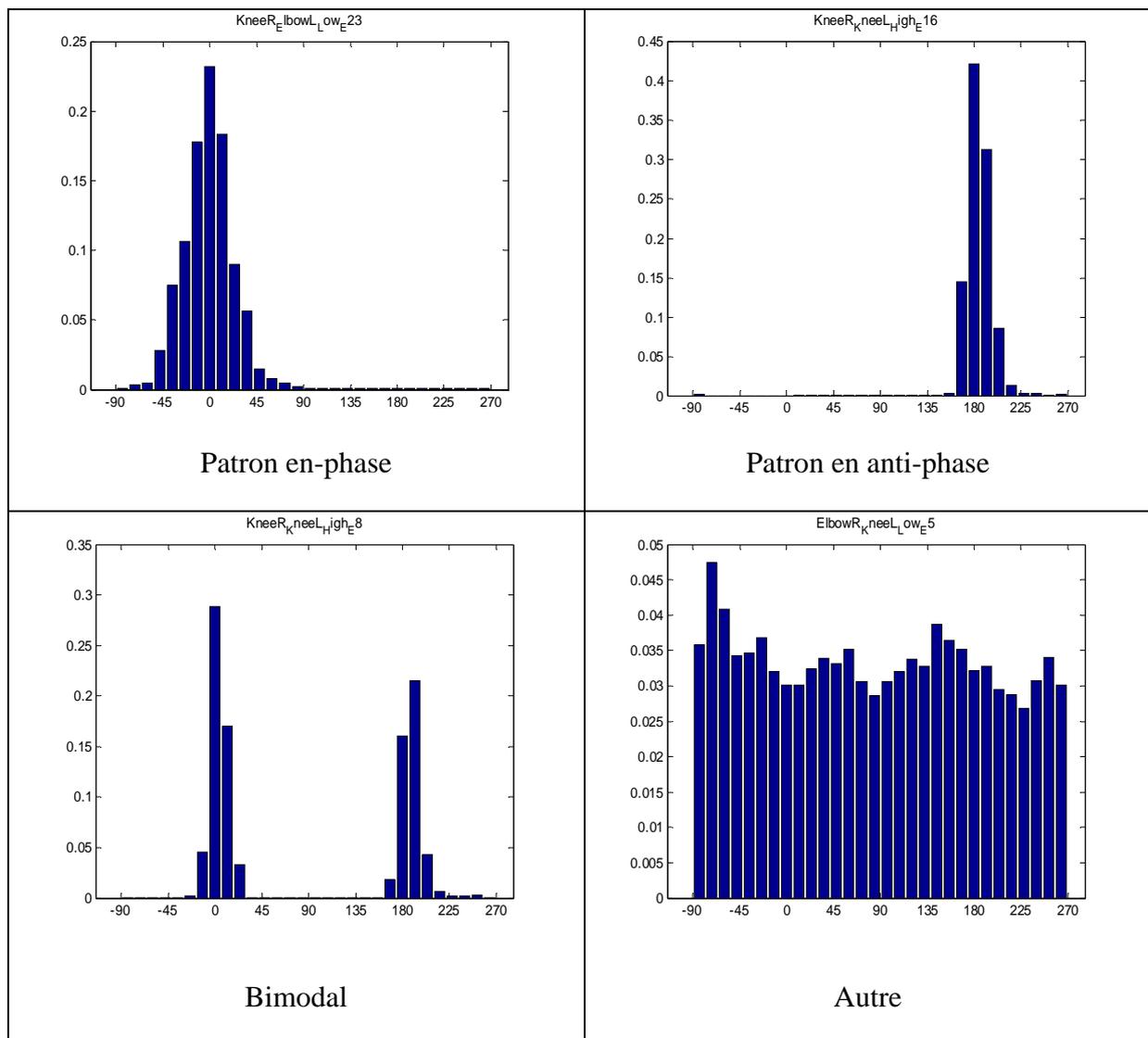


Figure n°51 : Détermination des patrons en fonction de la répartition fréquentielle de la phase relative

3.4 Traitement des données qualitatives

Afin de comparer la répartition fréquentielle entre les deux positions par type de couplage, un traitement statistique (Chi2) a été réalisé sur le nombre de patrons de coordination de chaque type obtenu dans chacune des deux positions. La comparaison entre le nombre d'occurrences pour un type de patron dans une condition et le nombre d'occurrences de ce même patron dans l'autre condition a été réalisée avec un test d'hypothèse bilatéral (Dodge, 2008, p. 302). Un seuil de significativité à 95% a été retenu.

3.5 Traitement des données quantitatives

Pour chaque essai, la moyenne et la variabilité de la phase relative (Φ) ont été calculées. Le traitement statistique a été effectué par une ANOVA à un facteur (position). Un seuil de significativité de 95% a été retenu.

3.6 Temps de relaxation

Conformément à la méthode utilisée par Scholz et Kelso (1989), le temps de relaxation a été calculé à partir de la moyenne de la phase relative. Il représente la durée en pourcentage du cycle nécessaire pour que la phase relative entre les deux segments étudiés ait une valeur inférieure ou égale à la valeur moyenne +/- 1 écart type.

Le traitement statistique a été effectué par une ANOVA à un facteur (position). Un seuil de significativité de 95% a été retenu.

3.7 Points d'ancrages

Pour chaque essai, un cycle moyen a été calculé et sa durée a été normalisée. La position relative de points remarquables a été déterminée : positions extrêmes, points d'accélération maximum et minimum, points de vitesse angulaire maximum et minimum, points de valeur typique de la phase relative, points de variabilité minimum de la phase relative (caractérisée par l'écart type de la phase relative). L'emplacement moyen de chacun de ces points au cours d'un cycle a été positionné.

4. Résultats

4.1 Segments homologues

4.1.1 Patrons spontanément réalisés (Tableau n°6)

Dans le cas de la coordination de segments homologues (Bras – Bras et Jambe – Jambe) (Figure n°52 et Tableau n°6a), on ne note pas de différence significative de la répartition de patrons réalisés entre la position basse et la position haute ($z = 1.032$; $p > 0.05$). Si l'on décompose l'ensemble des segments homologues en coordination entre membres supérieurs et entre les membres inférieurs, on ne note pas de différence significative de la répartition de patrons réalisés entre la position basse et la position haute, à savoir pour les membres supérieurs ($z = 0.016$; $p > 0.05$) (Tableau n°6b) et pour les membres inférieurs ($z = 0.99$; $p > 0.05$) (Tableau n°6c). Ces résultats sont confirmés par la répartition des changements opérés entre les deux positions qui ne permettent pas de dégager une typologie de transition d'un patron vers un autre (Tableau n°6d).

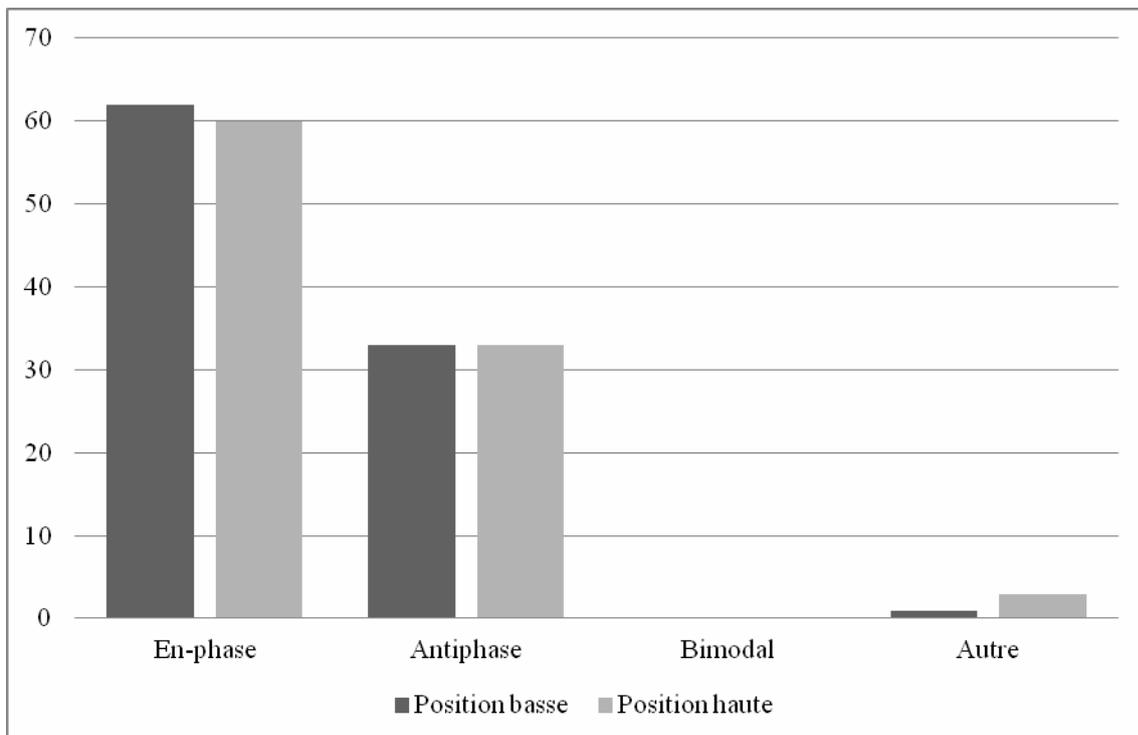


Figure n°52 : Répartition des patrons réalisés dans le cas de segments homologues

	Position basse	Position haute
En-phase	62	60
Anti-phase	33	33
Bimodal	0	0
Autre	1	3

Tableau n°6a : Répartition des patrons réalisés dans le cas de segments homologues

	Position basse	Position haute
En-phase	35	33
Anti-phase	13	13
Bimodal	0	0
Autre	0	2

Tableau n°6b : Répartition des patrons réalisés entre les membres supérieurs

	Position basse	Position haute
En-phase	27	27
Anti-phase	20	20
Bimodal	0	0
Autre	1	1

Tableau n°6c : Répartition des patrons réalisés entre les membres inférieurs

	Membres supérieurs	Membres inférieurs
En-phase → en-phase	30	24
En-phase → anti-phase	3	3
Anti-phase → anti-phase	10	17
Anti -phase → en-phase	3	3
En-phase → autre	2	1
Anti -phase → autre		

Tableau n°6d : Typologie des changements de patrons entre la position basse et la position haute

4.1.2 Phase relative (Tableau n°7)

Lorsque le patron réalisé est en-phase, la différence de valeur moyenne de la phase relative est significative entre les deux positions indépendamment des membres qui se coordonnent ($F(1,116) = 13.86$; $p < 0.05$) (Tableau n°7a). Si l'on décompose l'ensemble des segments homologues en coordination entre membres supérieurs et entre membres inférieurs, l'analyse

de la valeur de la phase relative entre les membres supérieurs montre une différence significative entre les deux positions ($F(1,64) = 18.38$; $p < 0.05$) (Tableau n°7b), alors qu'on ne note pas de différence significative entre les membres inférieurs (Tableaux n°7c).

Lorsque le patron réalisé est en anti-phase, la différence de valeur moyenne de la phase relative est significative entre les deux positions indépendamment des membres qui se coordonnent ($F(1,62) = 5.39$; $p < 0.05$) (Tableau n°7a). Si l'on décompose l'ensemble des segments homologues en coordination entre membres supérieurs et entre membres inférieurs, l'analyse de la valeur de la phase relative entre les membres supérieurs montre une différence significative entre les deux positions ($F(1,24) = 9.28$; $p < 0.05$) (Tableau n°7b). De même, quelle que soit la latéralité du membre initial que ce soit pour les membres supérieurs ou pour les membres inférieurs, on ne note pas de différence significative de la valeur de la phase relative entre les deux positions.

	Position basse		Position haute	
	Φ (°) / SD	var. intra-sujet	Φ (°)	var. intra-sujet
En-phase	-0.63 / 0.70	19.01 / 8.02	-0.23 * / 0.43	15.11 * / 5.46
Anti-phase	180.37 / 0.45	19.55 / 7.44	180.15 * / 0.29	17.39 / 6.79

Tableau n°7a : Phase relative moyenne (Φ) et variabilité inter-sujets et moyenne de la variabilité intra-sujet dans le cas de segments homologues en fonction du patron réalisé (* : différences significatives)

	Position basse		Position haute	
	Φ (°)	var. intra-sujet	Φ (°) / SD	var. intra-sujet
En-phase	-0.89 / 0.83	19.06 / 8.62	-0.17 * / 0.47	14.35 * / 5.20
Anti-phase	180.67 / 0.49	19.15 / 3.52	180.13 * / 0.41	19.66 / 5.99

Tableau n°7b : Phase relative moyenne (Φ) et variabilité inter-sujets et moyenne de la variabilité intra-sujet dans la coordination des membres supérieurs en fonction du patron réalisé (* : différences significatives)

	Position basse		Position haute	
	Φ (°)	var. intra-sujet	Φ (°)	var. intra-sujet
En-phase	-0.31 / 0.22	18.95 / 7.36	-0.31 / 0.37	16.08 / 5.74
Anti-phase	180.16 / 0.29	19.83 / 9.32	180.16 / 0.18	15.83 / 7.02

Tableau n°7c : Phase relative moyenne (Φ) et variabilité inter-sujets et moyenne de la variabilité intra-sujet dans la coordination des membres inférieurs en fonction du patron réalisé (* : différences significatives)

4.1.3 Variabilité intra-sujet

Quelle que soit la configuration du binôme homologue étudié, la différence de variabilité de la phase relative intra-sujet entre les deux positions est significative lorsque la coordination est en-phase ($F(1,116) = 9.53$; $p < 0.05$) (Tableau n°7a). Si l'on décompose l'ensemble des segments homologues en coordination entre membres supérieurs et entre membres inférieurs, on retrouve la même situation lorsque l'on analyse la coordination en-phase entre les membres supérieurs ($F(1,64) = 7.24$; $p < 0.05$) (Tableau n°7b). En revanche, on ne note pas de différence significative de la variabilité intra-sujet lorsque les membres inférieurs se coordonnent en-phase. De même, lors d'une coordination en anti-phase, la différence de variabilité intra-sujet n'est pas significative.

4.2 Segments ipsilatéraux

4.2.1 Patrons spontanément réalisés (Tableau n°8)

Dans le cas de la coordination de segments ipsilatéraux (Bras et Jambe de même côté) (Figure n°53 et Tableau n°8a), on note une différence significative de la répartition de patrons réalisés entre la position basse et la position haute ($z = 9.57$; $p < 0.05$). L'analyse par patrons indique une différence significative du nombre d'essais effectués en-phase entre les deux conditions expérimentales (59 en position basse vs. 41 en position haute) ($z = 1.88$; $p < 0.05$).

Si l'on décompose l'ensemble des binômes ipsilatéraux en fonction du segment initial, on note une différence significative de la répartition de patrons réalisés entre la position basse et la position haute lorsque le membre supérieur est le segment initial (Tableau n°8b) ($z = 8.61$; $p < 0.05$). Dans ce cas, l'analyse par patrons indique une différence significative du nombre d'essais en-phase entre les deux conditions expérimentales (30 en position basse vs. 18 en position haute) ($z = 1.73$; $p < 0.05$). En revanche, on ne note pas de différence significative de la répartition de patrons réalisés entre la position basse et la position haute lorsque le membre inférieur est le segment initial (Tableau n°8c) ($z = 3.13$; $p > 0.05$).

Lorsque l'on décompose les différents binômes en fonction du côté du segment initial, on ne note pas de différence significative de la répartition de patrons réalisés entre la position basse et la position haute lorsque le membre initial (Bras ou Jambe) est du côté droit (Tableau n°8d) ($z = 6.42$; $p > 0.05$). En revanche, on note une différence significative de la

répartition de patrons réalisés entre la position basse et la position haute lorsque le membre initial (Bras ou Jambe) est du côté gauche (Tableau n°8e) ($z = 9.13$; $p < 0.05$). Dans ce cas, l'analyse par patrons indique une différence significative du nombre d'essais en-phase entre les deux conditions expérimentales (31 en position basse vs. 19 en position haute) ($z = 1.77$; $p < 0.05$).

La répartition des changements opérés entre les deux positions indique un nombre plus important de changements d'un patron en-phase en position « basse » vers un patron en anti-phase en position haute (+18) alors que le changement du nombre de patron en anti-phase en position basse vers un patron en-phase en position haute est moins important (+8) et que le nombre de patrons autres ou bimodaux en position basse vers un patron en anti-phase en position « haute » (+9) est plus important que le nombre de patrons autres ou bimodaux en position basse vers un patron en-phase en position haute (+2) (Tableau n°8f).

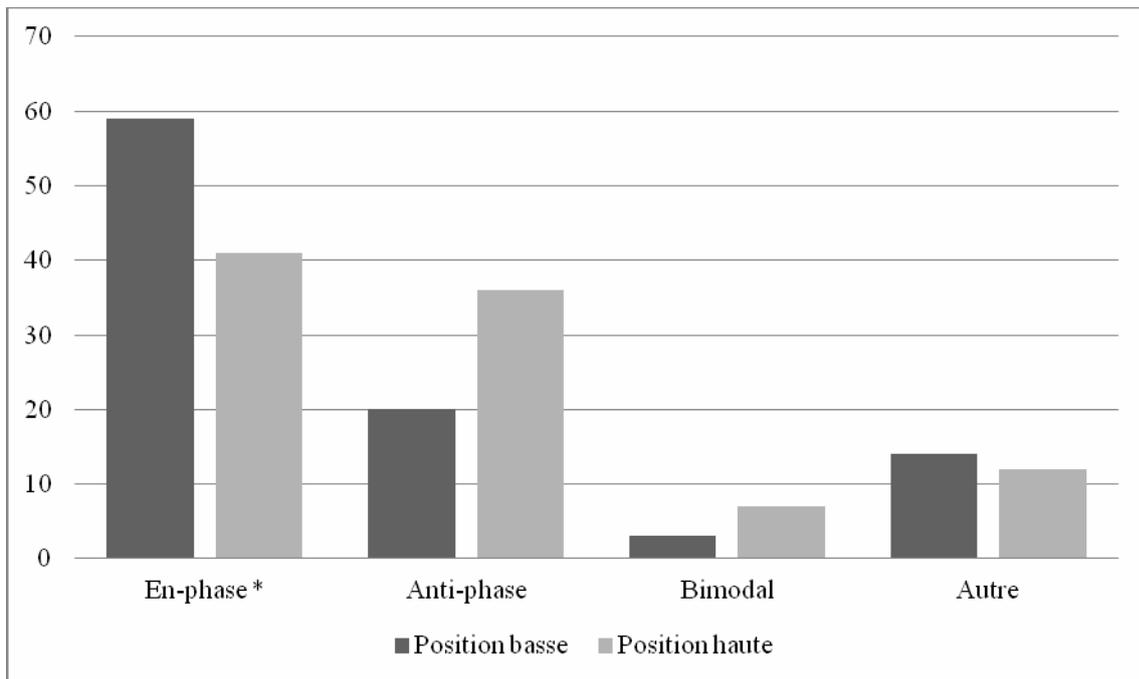


Figure n°53 : Répartition des patrons réalisés dans le cas de segments ipsilatéraux (* : différences significatives)

	Position basse	Position haute *
En-phase*	59	41
Anti-phase	20	36
Bimodal	3	7
Autre	14	12

Tableau n°8a : Répartition des patrons réalisés dans le cas de segments ipsilatéraux (* : différences significatives)

	Position basse	Position haute *
En-phase*	30	18
Anti-phase	11	20
Bimodal	0	3
Autre	7	7

Tableau n°8b : Répartition des patrons réalisés avec le membre supérieur initial (* : différences significatives)

	Position basse	Position haute
En-phase	29	23
Anti-phase	9	16
Bimodal	3	4
Autre	7	5

Tableau n°8c : Répartition des patrons réalisés avec le membre inférieur initial (* : différences significatives)

	Position basse	Position haute
En-phase	28	22
Anti-phase	10	21
Bimodal	3	2
Autre	7	3

Tableau n°8d : Répartition des patrons réalisés côté droit (* : différences significatives)

	Position basse	Position haute *
En-phase*	31	19
Anti-phase	10	15
Bimodal	0	5
Autre	7	9

Tableau n°8e : Répartition des patrons réalisés côté gauche (* : différences significatives)

	Membre supérieur initial	Membre inférieur initial
En-phase → en-phase	15	16
En-phase → anti-phase	9	9
En-phase → autre + bim.	6	4
Anti-phase → anti-phase	7	2
Anti -phase → en-phase	3	5
Anti -phase → autre + bim.	1	2
Autre + bim. → autre + bim.	3	3
Autre + bim. → en-phase		2
Autre + bim. → anti-phase	4	5

Tableau n°8f : Typologie des changements de patrons entre la position basse et la position haute

4.2.2 Phase relative (Tableau n° 9)

Lorsque le patron réalisé est en-phase, la différence de valeur moyenne de la phase relative n'est pas significative entre les deux positions ($F(1,99) = 2.35$; $p > 0.05$) (Tableau n°9a) indépendamment de la ceinture à laquelle appartient le membre initial (Tableau n°9b et 9c) ou du côté du membre initial.

Lorsque le patron réalisé est en anti-phase, la différence de valeur moyenne de la phase relative est significative entre les deux positions ($F(1,53) = 6.19$; $p < 0.05$) (Tableau n°9a). De même, l'analyse de la valeur de la phase relative montre une différence significative entre les deux positions lorsque le membre initial est un membre supérieur ($F(1,28) = 5.02$; $p < 0.05$) (Tableau n°9b) indépendamment de sa latéralité. En revanche, on ne note pas de différence significative de la valeur de la phase relative entre les deux positions lorsque le membre initial est un membre inférieur ($F(1,23) = 2.13$; $p > 0.05$), (Tableau n°9c) indépendamment de sa latéralité.

	Position basse		Position haute	
	Φ (°) / SD	var. intra-sujet	Φ (°)	var. intra-sujet
En-phase	-0.47 / 0.71	35.79 / 14.19	-0.22 / 0.92	34.36 / 19.28
Anti-phase	180.38 / 0.35	31.36 / 16.60	180.02 * / 0.58	31.62 / 11.75

Tableau n°9a : Phase relative moyenne (Φ) et variabilité inter-sujets et moyenne de la variabilité intra-sujet dans le cas de segments ipsilatéraux en fonction du patron réalisé

	Position basse		Position haute	
	Φ (°) / SD	var. intra-sujet	Φ (°)	var. intra-sujet
En-phase (membre supérieur)	-0.51 / 0.79	35.27 / 17.07	-0.34 / 0.72	33.51 / 19.24
Anti-phase (membre supérieur)	180.30 / 0.22	30.73 / 14.72	179.98 */ 0.43	31.28 / 12.86
En-phase (membre inférieur)	-0.44 / 0.64	36.32 / 10.71	-0.12 / 1.06	35.06 / 19.72
Anti-phase (membre inférieur)	180.47 / 0.45	32.07 / 19.37	180.07 / 0.75	32.05 / 10.59

Tableau n°9b : Phase relative moyenne (Φ) et variabilité inter-sujets et moyenne de la variabilité intra-sujet dans la coordination de segments ipsilatéraux en fonction du patron réalisé et de la ceinture du segment initial (membre supérieur ou membre inférieur)

4.2.3 Variabilité intra-sujet

Quelle que soit la configuration du binôme étudié, la différence de variabilité de la phase relative intra-sujet entre les deux positions n'est pas significative.

4.3 Segments controlatéraux

4.3.1 Patrons spontanément réalisés (Tableau n°10)

Dans le cas de la coordination de segments controlatéraux (Bras – Jambe et Jambe – Bras de côté opposé) (Figure n°54 et Tableau n°10a), on note une différence significative de la répartition de patrons réalisés entre la position basse et la position haute ($z = 10.80$; $p < 0.05$). L'analyse par patrons indique une différence significative du nombre d'essais en anti-phase entre les deux conditions expérimentales (20 en position basse vs. 41 en position haute) ($z = 1.83$; $p < 0.05$).

Lorsque l'on décompose les différents binômes en fonction du segment initial, on note une différence significative de la répartition de patrons réalisés entre la position basse et la position haute lorsque le membre supérieur est le segment initial (Tableau n°10b) ($z = 11.37$; $p < 0.05$). Dans ce cas, l'analyse par patrons indique une différence significative du nombre d'essais en anti-phase entre les deux conditions expérimentales (8 en position basse vs. 23 en position haute) ($z = 1.86$; $p < 0.05$). En revanche, on ne note pas de différence significative de la répartition de patrons réalisés entre la position basse et la position haute lorsque le membre inférieur est le segment initial (Tableau n°10c) ($z = 1.88$; $p > 0.05$).

Lorsque l'on décompose les différents binômes en fonction du côté du segment initial, on ne note pas de différence significative de la répartition de patrons réalisés entre la position basse et la position haute lorsque le membre initial (Bras ou Jambe) est du côté droit (Tableau n°10d) ($z = 2.54$; $p > 0.05$). En revanche, on note une différence significative de la répartition de patrons réalisés entre la position basse et la position haute lorsque le membre initial (Bras ou Jambe) est du côté gauche (Tableau n°10e) ($z = 12.88$; $p < 0.05$). Dans ce cas, l'analyse par patrons indique une différence significative du nombre d'essais en anti-phase entre les deux conditions expérimentales (7 en position basse vs. 22 en position haute) ($z = 1.83$; $p < 0.05$).

La répartition des changements opérés entre les deux positions indique un nombre plus important de changements d'un patron en-phase en position basse vers un patron en anti-phase en position haute (+22) alors que le changement du nombre de patron en anti-phase en position basse vers un patron en-phase en position haute est moins important (+10) et le nombre de patrons autres ou bimodaux en position basse vers un patron en anti-phase en position haute (+10) est plus important que le nombre de patrons autres ou bimodaux en position basse vers un patron en-phase en position haute (+6) (Tableau n°10f).

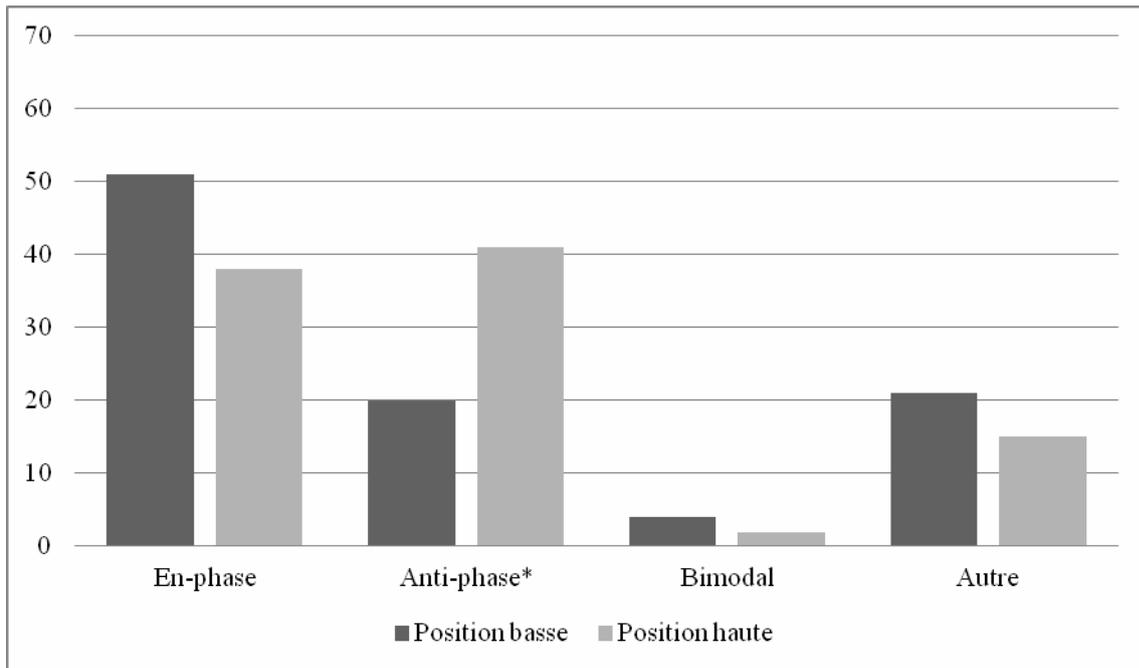


Figure n°54 : Répartition des patrons réalisés dans le cas de segments controlatéraux (* : différences significatives)

	Position basse	Position haute *
En-phase	51	38
Anti-phase*	20	41
Bimodal	4	2
Autre	21	15

Tableau n°10a : Répartition des patrons réalisés dans le cas de segments controlatéraux (* : différences significatives)

	Position basse	Position haute *
En-phase	26	16
Anti-phase*	8	23
Bimodal	1	0
Autre	13	9

Tableau n°10b : Répartition des patrons réalisés avec le membre supérieur initial (* : différences significatives)

	Position basse	Position haute
En-phase	25	22
Anti-phase	12	18
Bimodal	3	2
Autre	8	6

Tableau n°10c : Répartition des patrons réalisés avec le membre inférieur initial

(* : différences significatives)

	Position basse	Position haute
En-phase	25	23
Anti-phase	13	19
Bimodal	2	2
Autre	8	4

Tableau n°10d : Répartition des patrons réalisés côté droit initial (* : différences significatives)

	Position basse	Position haute*
En-phase	26	15
Anti-phase*	7	22
Bimodal	2	0
Autre	13	11

Tableau n°10e : Répartition des patrons réalisés côté gauche initial (* : différences significatives)

	Membre supérieur initial	Membre inférieur initial
En-phase → en-phase	10	12
En-phase → anti-phase	12	10
En-phase → autre + bim.	4	3
Anti-phase → anti-phase	4	5
Anti-phase → en-phase	3	7
Anti-phase → autre + bim.	1	
Autre + bim. → autre + bim.	4	5
Autre + bim. → en-phase	3	3
Autre + bim. → anti-phase	7	3

Tableau n°10f : Typologie des changements de patrons entre la position basse et la position haute

4.3.2 Phase relative (Tableau n°11)

Lorsque le patron réalisé est en-phase, la différence de valeur moyenne de la phase relative est significative entre les deux positions ($F(1,87) = 6.46$; $p < 0.05$) (Tableau n°11a). L'analyse de la valeur de la phase relative montre une différence significative entre les deux positions uniquement lorsque le membre initial est un membre inférieur, indépendamment de sa

latéralité ($F(1,45) = 4.17$; $p < 0.05$) (Tableau n°11b). Ces résultats sont indépendants de la latéralité du segment initial.

Lorsque le patron réalisé est en anti-phase, la différence de valeur moyenne de la phase relative n'est pas, de peu, significative entre les deux positions ($F(1,58) = 3.92$; $p = 0.052$) (Tableau n°11a). L'analyse de la valeur de la phase relative ne montre pas de différence significative entre les deux positions quel que soit le membre initial ou sa latéralité.

	Position basse		Position haute	
	Φ (°) / SD	var. intra-sujet	Φ (°)	var. intra-sujet
En-phase	-0.48 / 0.61	36.42 / 13.72	0.18 * / 0.41	31.91 / 15.92
Anti-phase	180.38 / 0.37	33.27 / 18.50	180.06 / 0.66	34.21 / 17.58

Tableau n°11a : Phase relative moyenne (Φ) et variabilité inter-sujets et moyenne de la variabilité intra-sujet dans le cas de segments controlatéraux en fonction du patron réalisé

	Position basse		Position haute	
	Φ (°) / SD	var. intra-sujet	Φ (°)	var. intra-sujet
En-phase (membre supérieur)	-0.44 / 0.53	33.72 / 11.66	-0.19 / 0.51	31.10 / 17.14
Anti-phase (membre supérieur)	180.24 / 0.18	32.35 / 19.20	179.96 / 0.49	28.53 / 11.95
En-phase (membre inférieur)	-0.52 / 0.70	39.22 / 15.32	-0.19 * / 0.34	32.62 / 15.35
Anti-phase (membre inférieur)	180.47 / 0.44	33.89 / 18.85	180.19 / 0.82	41.16 / 20.97

Tableau n°11b : Phase relative moyenne (Φ) et variabilité inter-sujets et moyenne de la variabilité intra-sujet dans la coordination de segments controlatéraux en fonction du patron réalisé et de la ceinture du segment initial (membre supérieur ou membre inférieur)

4.3.3 Variabilité intra sujets

Quelle que soit la configuration du binôme étudié, la différence de variabilité de la phase relative intra-sujet entre les deux positions n'est pas significative.

4.4 Temps de relaxation

Pour les seules combinaisons entre segments homologues, lorsque le patron réalisé est en-phase, le temps de relaxation est significativement plus court en position haute qu'en position basse ($F(1,116) = 6.09$; $p < 0.05$) (Tableau n°12). Cette différence est significative quel que soit le binôme homologue envisagé, que ce soit la coordination entre les deux membres supérieurs ($F(1,64) = 4.77$; $p < 0.05$) ou entre les deux membres inférieurs ($F(1,50) = 4.04$; $p < 0.05$). Dans tous les autres cas, le temps de relaxation n'est pas significativement différent entre les deux positions.

	Temps de relaxation (%) / SD	
	Position basse	Position haute
Homologues en-phase	3.12 / 1.84	2.40 * / 1.26
Bimanuel en-phase	2.34 / 0.62	1.88 */1.03
Bipodal en-phase	4.11 / 2.34	3.07 */1.24
Homologues anti-phase	2.84 / 1.49	2.01 / 1.58
Bimanuel anti -phase	2.18 / 0.69	0.65 / 0.28
Bipodal anti -phase	3.28 / 1.73	2.95 / 1.40
Ipsilatéraux en-phase	5.17 / 7.77	5.05 / 8.67
Bras initial	4.62 / 7.60	6.23 / 11.96
Jambe initial	5.73 / 8.04	4.07 / 4.55
Ipsilatéraux anti-phase	6.24 / 8.39	4.40 / 5.16
Bras initial	5.97 / 7.63	4.30 / 5.65
Jambe initial	6.55 / 9.64	4.54 / 4.65
Controlatéraux en-phase	3.47 / 4.42	2.96 / 4.44
Bras initial	2.74 / 3.26	2.18 / 3.19
Jambe initial	4.23 / 5.32	3.52 / 5.17
Controlatéraux anti-phase	1.18 / 0.98	5.26 / 10.55
Bras initial	0.87 / 1.00	2.40 / 4.58
Jambe initial	1.38 / 0.96	8.75 / 14.36

Tableau n°12 : Temps de relaxation (%)

4.5 Répartition des points d'ancrage

L'étude de leur répartition informe sur la fréquence à laquelle les composantes du système peuvent ajuster leur synchronisation. Pour les deux patrons de coordination en-phase (Figure n°55a) et anti-phase (Figure n°55b), en position basse, on note une proximité de la position des points signalant une variabilité nulle de la phase relative (lignes rouges) et des points signalant une valeur proche de la valeur canonique de ces patrons (lignes vertes) avec les points signalant les maxima et les minima de vitesse et d'accélération (lignes grises). En revanche, en position haute, si cette proximité se retrouve pour l'ensemble des combinaisons, on note cependant la présence de points signalant une variabilité nulle de la phase relative (lignes rouges) et des points signalant une valeur proche de la valeur canonique (lignes vertes) éloignés des maxima et les minima de vitesse et d'accélération (lignes grises). Dans le cas de binômes homologues, ces répartitions différentes occasionnent des durées relatives sans point d'ancrage remarquable plus importantes en position basse qu'en position haute pour ces binômes, lors d'une coordination en-phase : 26 % vs. 13 % (Figure n°55a) et lors d'une coordination anti-phase : 24 % vs. 15 % (Figure n°55b).

D'autre part, en position basse, on note pour l'ensemble des binômes, que ce soit pour un patron de coordination en-phase ou un patron en anti-phase, une distance plus importante séparant les points signalant une variabilité nulle de la phase relative (lignes rouges) et les points signalant une valeur canonique de la phase relative (lignes vertes).

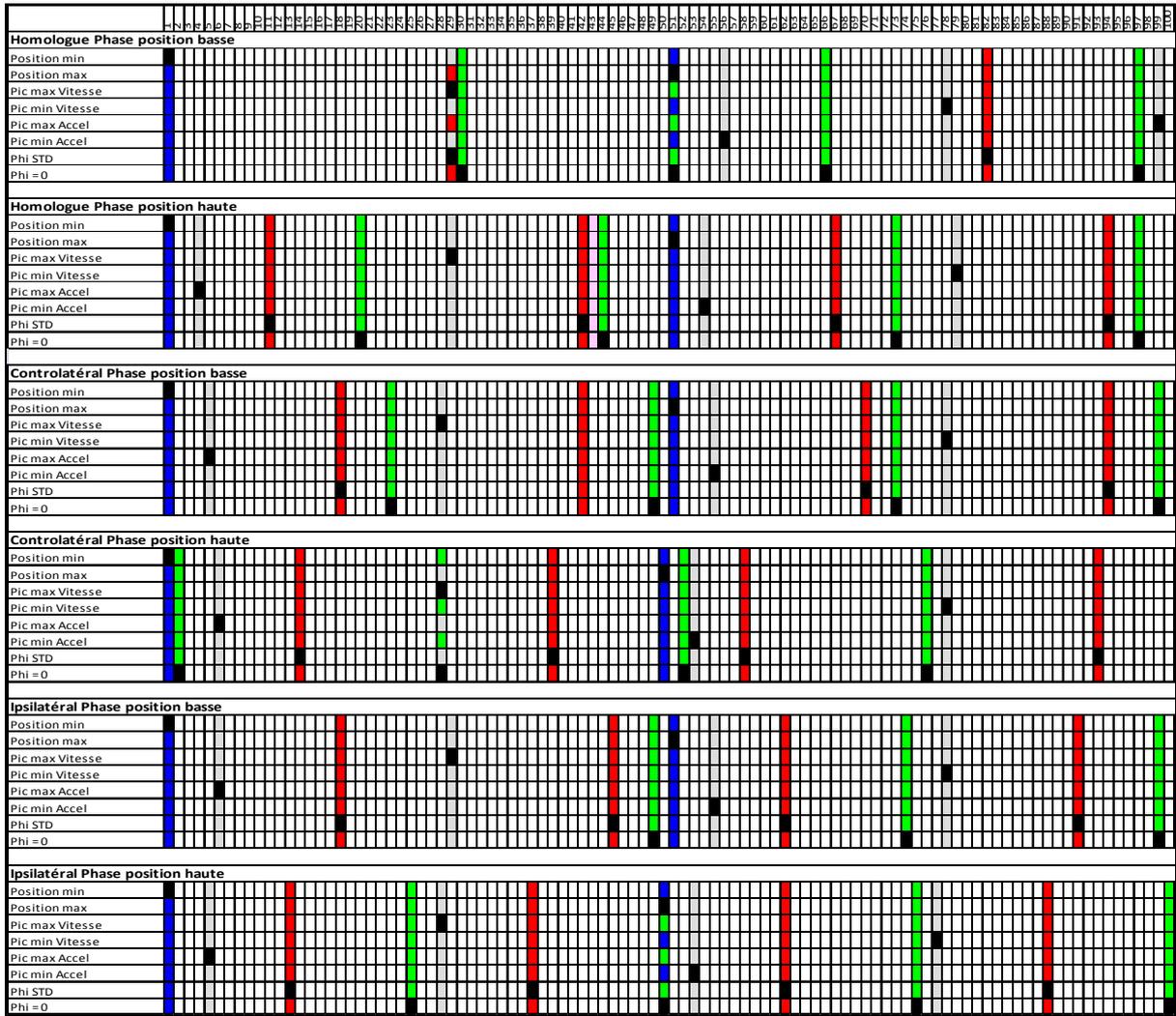


Figure n°55a : Répartition des points d'ancrage remarquable le long d'un cycle (patrons en-phase)

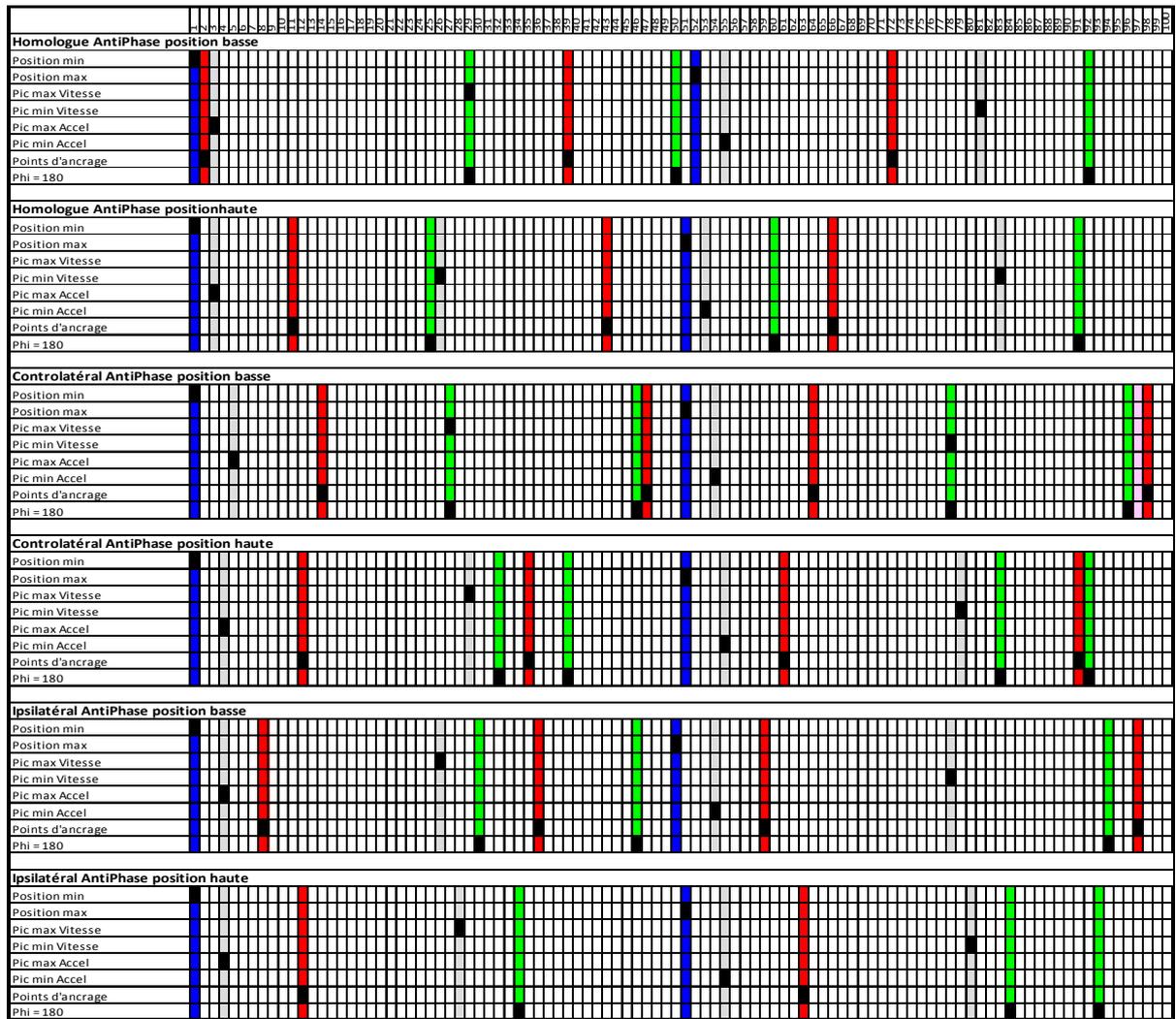


Figure n°55b : Répartition des points d'ancrage remarquable le long d'un cycle (patrons en anti-phase)

5. Discussion

Dans la continuité de nos travaux précédents, l'objectif de ce travail était d'étudier les effets d'une situation où les membres sont en position pendulaire, entraînant une symétrisation de la sollicitation musculaire, sur la coordination entre les paires de membres d'un humain et sur la typologie et la stabilité de patron de coordination. Des aménagements au paradigme expérimental utilisé par Kelso et Jeka (1992) ont ainsi permis de comparer l'émergence de patron de coordination dans une situation habituelle pour ce type d'étude et dans une situation où les membres inférieurs étaient pendulaires et les membres supérieurs étaient en position de pendule inversé de sorte que les avant-bras puissent osciller de part et d'autre de la verticale, les bras étant à l'horizontale.

Les travaux princeps sur les coordinations entre les membres chez l'homme, en particulier les coordinations bimanuelles, ont montré la production spontanée de deux patrons de coordination préférentiels, le patron en-phase et le patron en anti-phase (Kelso, 1984, 1995; Swinnen, et al., 1997). L'émergence de ces patrons dans un contexte donné de contrainte traduit la capacité des composants du système étudié à s'adapter à ce contexte environnemental et, lors de changements au sein de ce dernier, le maintien ou l'émergence de nouveaux patrons traduisent l'adaptation du système aux changements de contexte. De nombreux travaux ont précisé que le patron en-phase était le plus stable en particulier par l'existence de transitions plus nombreuses entre le patron en anti-phase vers le patron en-phase lors de l'augmentation de la fréquence d'oscillation des membres coordonnés (Carson, Goodman, Kelso, & Elliot, 1995; Kelso, 1984, 1995; Swinnen, et al., 1998). De même, Temprado et coll. (1999) ont précisé que ce mode de coordination nécessitait moins d'attention que le mode de coordination en anti-phase. Certains de ces travaux, s'appuyant sur l'étude du comportement coordinatif, ont permis de préciser que la coordination en-phase apparaissait comme plus stable en raison de la tendance à coordonner plus facilement de façon simultanée les mêmes groupes musculaires en particulier pour la coordination de membres ou de segments homologues, c'est-à-dire appartenant à la même ceinture et situés de part et d'autre de l'axe longitudinal.

Nos résultats, pour ce qui est des patrons de coordination spontanément réalisés, s'inscrivent dans cette perspective. Pour les segments homologues, les patrons de

coordination spontanément réalisés en position « traditionnelle », c'est-à-dire dans notre expérimentation en position basse, sont presque exclusivement en-phase et en anti-phase, avec deux fois plus de patrons en-phase que de patrons anti-phase. On peut noter cependant une différence dans la répartition des patrons en-phase et en anti-phase selon qu'il s'agit de la coordination entre les membres supérieurs ou de la coordination entre les membres inférieurs (73 % de patrons en-phase pour les membres supérieurs vs. 57 % pour les membres inférieurs). La prééminence du patron en-phase ne peut être clairement établie lorsque les membres inférieurs doivent se coordonner. Ce constat peut être mis en lien avec Kelso et Jeka (1992) faisant état d'une coordination en anti-phase plus stable entre les membres inférieurs qu'entre les membres supérieurs. Cependant, que ce soit pour la coordination des deux membres supérieurs ou pour la coordination des deux membres inférieurs, la valeur de la phase relative est, dans les deux cas, proche de la valeur canonique. De même, la variabilité intra-sujet de la phase relative est comparable dans les deux cas.

L'étude de la coordination entre des membres non-homologues, c'est-à-dire n'appartenant pas à la même ceinture, comme des mouvements simultanés entre le poignet et la cheville ou, comme dans notre étude entre le coude et le genou, a montré une tendance à mouvoir plus facilement les segments dans la même direction. Cette tendance à réaliser des mouvements dans la même direction indépendamment des sollicitations musculaires a notamment été mise en évidence par Baldissera (1982; 1991) dans la coordination poignet-cheville ou par Heuer et Klein (1999), dans la coordination tête-bras. Elle traduit le principe directionnel qui se manifeste dans le cas de la coordination de membres homologues par un patron en-phase, considérée comme plus stable que le patron en anti-phase (Carson, et al., 1995; Kelso & Jeka, 1992). Dans notre étude, dans le cas de la coordination de deux segments non-homologues de même côté, quelles que soient les combinaisons étudiées, 61.4 % des patrons réalisés en position basse sont en-phase et vérifient ce principe directionnel (Baldissera, et al., 1982). On ne distingue pas, par ailleurs, de différence entre la situation où le membre supérieur vs. le membre inférieur initie le mouvement. En moyenne, le nombre de patrons en-phase est trois fois plus important que le nombre de patrons en anti-phase, confirmant le fait précédemment décrit que le patron en anti-phase dans le cas de coordination de segments non homologues apparaît comme plus difficile à maintenir (Carson, et al., 1995; Swinnen, et al., 1997). Dans le cas de la coordination de deux

segments non-homologues de côté différent, si 74 % des patrons de coordination réalisés en position basse sont soit en-phase soit en anti-phase, confirmant l'émergence de ces patrons préférentiels, la part de situations où aucun patron stable ne s'établit représente 22% des essais. Ce constat peut être mis en lien avec les conclusions précédemment citées sur la facilité à maintenir un patron de coordination basé sur des mouvements dans la même direction et *a contrario* sur la difficulté à établir ou maintenir des mouvements dans des directions opposées (Swinnen, 2002). Cependant, que ce soit pour la coordination de membres ipsilatéraux ou contralatéraux lorsqu'elles sont établies, la valeur de la phase relative est proche de la valeur canonique, pour un patron de coordination en-phase comme anti-phase. De même, la variabilité intra-sujet de la phase relative est comparable. En revanche, alors que des travaux précédents décrivaient une plus grande précision et une plus grande stabilité de la phase relative pour la coordination de membres homologues par rapport à la coordination de membres non-homologues, nos résultats, en position basse, ne permettent pas de montrer une telle différence. La forte variabilité inter-essais pourrait expliquer cette absence d'effet. Cependant, en position basse, nos résultats s'inscrivent dans la continuité des travaux précédents quant aux patrons de coordination spontanément réalisés. Quelle que soit la combinaison étudiée, les patrons en-phase et anti-phase sont réalisés de façon préférentielle. En revanche, on ne distingue pas, entre eux, de différence de précision ou de stabilité.

Pour les segments homologues, les patrons de coordination spontanément réalisés en position haute sont *quasi* exclusivement en-phase et anti-phase selon une répartition identique à celle réalisée en position basse, que ce soit pour l'ensemble des combinaisons homologues ou pour la coordination des deux membres supérieurs. Pour les deux patrons, la valeur de la phase relative est significativement plus proche des valeurs canoniques avec, pour le patron en-phase une variabilité intra-sujet plus faible qu'en position basse. En revanche, la valeur de la phase relative ainsi que la variabilité pour la coordination entre les deux membres inférieurs sont de valeurs identiques entre les deux positions. La coordination pour les segments homologues apparaît, en moyenne, comme plus précise et plus stable, notamment pour l'en-phase. Alors qu'il existe, pour le segment qui doit se coordonner sur le mouvement préalablement commencé par l'autre segment, deux directions possibles pour débiter le mouvement, la

même répartition de patrons de coordination est réalisée et ce, de façon plus précise en moyenne.

On retrouve cette situation d'une plus grande précision du patron réalisé en position haute lors de la coordination de segments ipsilatéraux (patron en anti-phase) ou de segments controlatéraux (patron en-phase). Dans les autres cas, la valeur de la phase relative ou la variabilité sont identiques dans les deux positions à condition de binôme équivalent. La modification des effets des forces gravitaires agissant sur les membres et la symétrisation de mouvement induisent soit une plus grande précision du patron réalisé associé parfois avec une variabilité plus faible soit un maintien des valeurs réalisées en position basse. La configuration du mouvement réalisée peut susciter une première explication au maintien voire à l'amélioration dans certains cas de la stabilité de coordination, alors que la position haute nécessite le recrutement de davantage de degrés de liberté. Byblow et collaborateurs (1994) ont montré l'existence de points remarquables au cours d'un cycle où la variabilité de la phase relative est faible. Ces points peuvent être associés à des positions extrêmes, à des valeurs mécaniques (valeurs articulaires extrêmes par exemple) ou cinématiques (accélération maximale par exemple) ou à des stimuli externes comme un métronome. Leur caractéristique commune est de favoriser la synchronisation. Dans notre expérience, la position de ces points d'ancrage remarquables, au cours du cycle, semble davantage répartie en position haute qu'en position basse. Cette répartition favoriserait alors une meilleure stabilisation de la coordination et offrirait ainsi davantage de points remarquables au système pour ajuster la coordination entre ses composantes.

Dans le cas de segments non-homologues, la répartition de patrons réalisés est significativement différente entre les deux positions. En effet, que ce soit dans le cas de segments ipsilatéraux ou dans le cas de segments controlatéraux, la part relative de patrons en-phase diminue en position haute au point d'être plus faible dans le cas de segments controlatéraux. Il apparaît ainsi que la réalisation d'un patron (anti-phase), présenté comme difficile dans le cas de segments non-homologues (Baldissera, et al., 1982) émerge spontanément dans ce nouveau contexte de contrainte. Il convient de mettre ce résultat en lien avec une étude menée par Baldissera et coll. en 1991. Ces auteurs avaient alors étudié les effets d'une charge inertielle ou élastique de la main sur la coordination en-phase et anti-phase entre le poignet et la cheville. Dans la réalisation de ce dernier patron, ils ont tout d'abord observé un décalage de la main par rapport à la

cheville moins important que celui observé lors de la coordination en-phase (inférieur à 10°) ainsi qu'une anticipation de l'activation musculaire de l'avant bras. Ils concluent que les afférences kinesthésiques ont une influence prononcée sur le contrôle du couplage en anti-phase par rapport au couplage en-phase. Dans notre expérience, en position haute, la stabilité inertielle des membres nécessite une sollicitation de l'ensemble des groupes musculaires (agonistes et antagonistes), comme l'effet de charge qui renforce l'éveil de la sensibilité musculaire dans l'expérience de Baldissera. Reprenant ses conclusions, on peut raisonnablement supposer que cette activité musculaire anticipée permet la réalisation aisée de l'un ou l'autre des patrons. Cette hypothèse est renforcée par des conclusions de Jeka et Kelso (1995) qui, étudiant le rôle de la symétrie dans la coordination de deux segments dans le cadre de mouvements rythmiques, ont montré qu'une modification inertielle, comme l'augmentation de la masse au niveau du bras, diminuait l'asymétrie entre les segments et limitait les possibilités de dérives progressives d'un patron de coordination vers un autre. De même, les travaux de Baldissera et coll. (2000) décrivant l'activation précoce de l'EMG des mouvements de la main comme un mécanisme agissant sur la synchronie entre deux segments renforcent cette explication.

Il apparaît que la position haute, sollicitant à parts égales les différents groupes musculaires autour du bras, suscite une meilleure stabilité du patron réalisé, qu'il soit en-phase ou anti-phase. Ce contexte facilitateur permet alors une situation où la réalisation préférentielle d'un patron en-phase n'est pas nécessairement la solution la plus stable de coordination.

L'étude de la typologie des changements de patrons entre la position basse et haute tend à confirmer cette dernière hypothèse. Le patron réalisé par chaque binôme en position basse a été comparé au patron réalisé par le même binôme en position haute. Pour les binômes composés de segments homologues, on note un maintien relatif des patrons réalisés dans l'une et l'autre des conditions. En revanche, dans le cas de binômes composés de segments non homologues, on n'observe pas de maintien du même patron entre les deux conditions ni de changements majoritairement effectués vers un seul et même patron. On note plutôt une redistribution avec rééquilibrage du nombre de patrons stables et présence de plusieurs situations où la coordination entre les segments est bimodale ou mal établie.

L'étude du temps de relaxation, considéré comme un indicateur de la stabilité du patron de coordination (Court, Bennett, Williams, & Davids, 2002; Scholz & Kelso, 1989) ne montre pas, à l'exception du patron de coordination en-phase des binômes composés par les membres supérieurs, de différence significative entre les deux positions. Ce résultat, en lien avec les résultats précédents, laisse supposer que la coordination entre deux segments autour d'un attracteur s'établit au moins aussi rapidement dans les deux positions. Cependant, en regard du nombre plus important de situations où l'établissement d'un patron stable de coordination ne peut s'effectuer, on peut supposer que si l'amorce du couplage n'est pas réalisée immédiatement en position haute, la coordination ne peut se faire autour d'un attracteur malgré la présence de points d'ancrage plus nombreux et mieux répartis.

L'objectif de ce travail expérimental était d'étudier les effets d'une situation de contrainte où les membres sont en position pendulaire, entraînant une symétrisation de la sollicitation musculaire, sur la coordination de deux membres et sur la typologie et la stabilité de patron de coordination. L'analyse globale de nos résultats au travers de la phase relative, mesure de la coordination, et de sa variabilité, mesure de la stabilité de cette coordination, mais aussi au travers du temps de relaxation tend à accréditer le fait qu'en position haute la précision et la stabilité des patrons de coordination réalisés apparaissent comme identiques dans les deux positions voire améliorées en position haute pour certaines combinaisons. Les principes directionnel et musculaire vérifiés dans la position basse ne semblent pas pouvoir définir les comportements observés en position haute, en particulier par une répartition différente entre les patrons stables réalisés dans la position basse et dans la position haute. Au regard des conclusions de Fink et collaborateurs (2000) indiquant que la stabilité d'une coordination peut être améliorée par le recrutement de nouveaux degrés de liberté, on pourrait alors considérer que dans notre paradigme expérimental, la position haute se caractérise par l'ajout d'un degré de liberté, par la symétrisation de la sollicitation musculaire. Dans cette perspective, l'ajout d'un degré de liberté, qui pourrait être perçu comme un paramètre supplémentaire à contrôler, ne semble pas affecter, par la modification des effets gravitaires, ni la précision ni la stabilité du patron réalisé. Au contraire, il pourrait être perçu comme un moyen supplémentaire de stabiliser le patron de coordination réalisé. En revanche, il apparaît que l'amorce d'un patron de coordination est plus sensible en position haute et l'interaction entre les différentes composantes du système ne peut

produire un patron de coordination qu'en deçà d'un seuil caractérisé par le temps de relaxation. Ces derniers points, dans la continuité de l'idée d'ajout d'un degré de liberté en position haute, pourraient s'expliquer par la complexité supplémentaire générée par l'ajout d'une composante supplémentaire devant interagir au sein du système.

La mise en perspective de ces résultats avec nos travaux précédents sur la locomotion évoque le rôle de la contrainte gravitaire dans l'établissement du patron de coordination entre les membres lors de la marche. D'une part, la sollicitation des muscles antigravitaires pourrait agir dans un sens de diminution de la symétrie. D'autre part, elle pourrait être perçue comme une réduction de degrés de liberté permettant l'émergence rapide d'un patron de coordination dont la valeur d'attracteur va dépendre de la disponibilité ou non des composantes du système. La persistance du patron de coordination communément admis lors de la locomotion apparaît bien alors comme la réponse du système aux contraintes auxquelles il est soumis et non comme une réponse stéréotypée en vue de la réalisation d'une tâche.

Conclusion

La locomotion, comme tous les mouvements réalisés par l'humain, implique l'ensemble des composantes du corps et leur très grand nombre pose un problème d'organisation et de contrôle. Evoluant dans un environnement changeant, l'homme en mouvement doit en permanence s'adapter tout en maintenant son mouvement. S'inscrivant dans une approche dynamique des patrons de coordination, notre travail nous a permis de préciser les notions de stabilité et de flexibilité de la locomotion au regard de sous-systèmes interagissant.

Notre étude de la coordination intra-membre, c'est-à-dire entre les articulations d'un même membre, en particulier du membre inférieur, nous a permis de mettre en évidence une stabilité coordinative importante, avec des ajustements liés à l'expertise ou aux antécédents traumatiques, mais sans que le patron de coordination ne soit fondamentalement différent.

Ces ajustements exprimés lors d'un saut unipodal soulignent la sensibilité de cette coordination intra-membre qui est modifiée, mais de façon imprécise, dans le cas d'antécédents traumatiques modérés. Ces changements, sans schéma directeur quant à la prééminence d'une articulation sur une autre, ne suffisent cependant pas à provoquer de transition brutale d'un patron de coordination à un autre. Ces résultats, mis en lien avec nos études portant sur la coordination entre les ceintures pelvienne et scapulaire et sur la coordination inter-membre confirment la présence, au sein même d'un contexte coordinatif, de possibles ajustements pouvant aller, dans le cas des ceintures, jusqu'à la présence conjointe de deux patrons ou dans le cas de la coordination inter-membre à des changements radicaux de patrons sous l'effet de changements dans les conséquences des effets gravitaires.

Dans le cas de la coordination intra-membre lors de la course, en l'absence de tout contexte traumatique, les ajustements observés ont révélé une tendance coordinative favorisant une optimisation des relations interarticulaires visant à rigidifier le membre inférieur en tant que système multi-composantes. Ces résultats, mis en lien avec notre expérience portant sur la coordination inter-membres, tendent à confirmer le rôle important des effets de la gravité en tant que contrainte pesant sur le système en coordination.

Si la coordination interarticulaire au sein du membre inférieur apparaît comme robuste, dans le sens où des modifications de contraintes ne produisent pas de changements

massifs de coordination, elle n'en reste pas moins sensible à ces modifications qui induisent des ajustements nécessaires dans une amplitude restreinte cependant à la proximité d'un même patron de coordination, c'est-à-dire d'un même attracteur.

Notre étude de la coordination entre les ceintures pelvienne et scapulaire a permis en revanche de caractériser les propriétés adaptatives du système locomoteur face à des contraintes variables. La modification de la contrainte liée à la vitesse agit sur la précision du patron de coordination entre les ceintures et la modification de la contrainte liée à la participation des bras agit sur le type de patron. L'effet cumulé des deux contraintes est additif, modifiant à la fois la précision et le type de patron de coordination. On pourrait rapprocher ces résultats des effets précédemment étudiés des principes sous-jacents à la formation de patrons de coordination. Les conséquences de la participation ou non des bras se rapprochent du principe directionnel qui affecte le type d'attracteur alors que les conséquences de la vitesse se rapprochent du principe musculaire qui affecte la force d'attraction.

Ces résultats, mis en perspective avec notre étude portant sur la coordination inter-membre confirment une adaptabilité importante de la coordination entre ceintures et de la coordination entre les membres non homologues. Dans les deux cas, une modification de contrainte entraîne un changement radical de patron de coordination.

Ainsi, nos travaux tendent à confirmer que l'étude de la dynamique sous-jacente permet de révéler une grande stabilité et une grande flexibilité des patrons de coordination selon que l'on aborde le comportement interarticulaire au sein d'un membre (intra-membre), le comportement inter-ceintures ou le comportement inter-membres. Ils permettent aussi de donner un sens nouveau aux notions d'unité locomotrice et d'unité passagère telles que décrites par Perry et Burnfield (2010). La stabilité coordinative peut ainsi être rapprochée de l'unité locomotrice alors que la coordination entre ces deux unités, en tant que sous-systèmes interagissant, peut être considérée comme un gage de flexibilité et d'adaptation.

Au-delà de ces résultats, plusieurs perspectives s'ouvrent à nous.

D'une part, nos résultats, mettant en exergue la flexibilité des patrons de coordination entre les membres, suggèrent d'envisager une approche rééducative visant à modifier le contexte de contraintes afin de favoriser l'émergence de comportements coordonnés

différents en particulier entre les membres. Alors que la stabilité semble être une caractéristique forte de la coordination intra-membre, susciter des situations demandant une adaptation de la coordination entre les ceintures scapulaire et pelvienne ou entre les membres non homologues feraient appel aux qualités de flexibilité typiques de la coordination inter-membres.

D'autre part, la mesure de la coordination entre les ceintures pelvienne et scapulaire apparaissant comme une expression pertinente de la locomotion, il pourrait être envisagé, au regard de l'évolution de la phase relative entre ces ceintures, de discerner une typologie parmi des patients ayant une marche pathologique. En effet, la coordination inter-ceinture pourrait révéler des différences d'adaptation aux contraintes et, par là, pourrait affiner un projet thérapeutique. Le maintien d'une flexibilité de coordination pourrait être perçu comme un facteur favorisant ou positif dans un contexte pathologique (IMC, Parkinson, Alzheimer « marchant »...)

Si nos résultats semblent abonder vers l'existence d'une dynamique de coordination dont les caractéristiques de stabilité sont davantage liées aux composantes elles mêmes, nous devons prendre en compte le degré de contrainte administré. A ce titre, il pourrait être envisagé d'appréhender ces mêmes coordinations intra-membre, inter-ceintures et inter-membres dans des contextes de contraintes susceptibles de provoquer une situation de forte instabilité coordinative. En ce sens, une des perspectives peut être de développer cette étude dans des contextes de contraintes radicalement différents eu égard aux conséquences des effets de la gravité. En effet, l'intérêt d'une telle étude visant à augmenter la symétrie pourrait faciliter la compréhension de l'expression et de l'apprentissage de nouvelles coordinations difficiles à réaliser dans un contexte rendu asymétrique par les effets de la gravité, dans un but thérapeutique ou dans un but d'optimisation d'un geste. Cela pourrait apporter un nouvel éclairage et de nouvelles ouvertures sur la compréhension et la richesse des coordinations motrices possibles chez l'homme.

Références bibliographiques

- Adolph, K. E., Vereijken, B., & Shrouf, P. E. (2003). What changes in infant walking and why. *Child Development*, 74(2), 475-497.
- Arampatzis, A., Brüggemann, G.-P., & Metzler, V. (1999). The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *Journal of Biomechanics*, 32, 1349-1353.
- Arampatzis, A., Brüggemann, G., & Klapsing, G. M. (2001). Leg stiffness and mechanical energetic processes during jumping on a sprung surface. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(6), 923-931.
- Arampatzis, A., Schade, F., Walsh, M., & Brüggemann, G.-P. (2001). Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11, 355-364.
- Araújo, D., Davids, K., Bennet, S. J., Button, C., & Chapman, G. (2004). Emergence of sport skills under constraints. In A. M. Williams & N. J. Hodges (Eds.), *Skill acquisition in sport*. Oxon: Routledge.
- Aubert, F., & Choffin, T. (2007). *Les courses*. Paris: Editions Revue E.P.S.
- Ayyappa, E. (1997). Normal human locomotion, part 1 : basic concept and terminology. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 9(1), 10-17.
- Baldissera, F., Borroni, P., & Cavallari, P. (2000). Neural compensation for mechanical differences between hand and foot during coupled oscillations of the two segments. *Experimental Brain Research*, 133, 165-177.
- Baldissera, F., Cavallari, P., & Civaschi, P. (1982). Preferential coupling between voluntary movements of ipsilateral limbs. *Neuroscience Letters*, 34(1), 95-100.
- Baldissera, F., Cavallari, P., & Leocani, L. (1998). Cyclic modulation of the H-reflex in a wrist flexor during rhythmic flexion-extension movements of the ipsilateral foot. *Experimental Brain Research*, 118(3), 427-430.
- Baldissera, F., Cavallari, P., Marini, G., & Tassone, G. (1991). Differential control of in-phase and anti-phase coupling of rhythmic movements of ipsilateral hand and foot. *Experimental Brain Research*, 83, 375-380.
- Bardy, B. G., Marin, L., Stoffregen, T. A., & Bootsma, R. J. (1999). Postural coordination modes considered as emergent phenomena. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 25(5), 1284-1301.
- Barela, J. A., Whittall, J., Black, P., & Clark, J. E. (2000). An examination of constraints affecting the intralimb coordination of hemiparetic gait. *Human Movement Science*, 19(2), 251-273.
- Barrett, J., & Bilisko, T. (1995). The role of shoes in the prevention of ankle sprains. *Sports Medicine*, 20(4), 277-280.
- Bénard, H. (1900). Les tourbillons cellulaires dans une nappe liquide. *Revue Générale des Sciences Pures et Appliquées*, 11, 1261.
- Bernstein, N. S. (1937/1967). *The co-ordination and regulation of movements*. Oxford: Pergamon Press.
- Bernstein, N. S. (1996). On dexterity and its development. In M. L. Latash & M. T. Turvey (Eds.), *Dexterity and Its Development* Lawrence Erlbaum Associates Inc
- Bosch, F., & Klomp, R. (2005). *Running*. Maarssen: Elsevier.
- Braun, M. (2011). « Muybridge le magnifique », Études photographiques. from <http://etudesphotographiques.revues.org/index262.html>
- Brenière, Y., & Bril, B. (1998). Development of postural control of gravity forces in children during the first 5 years of walking. *Experimental Brain Research*, 121(3), 255-262.

- Brisswalter, J., & Hausswirth, C. (2003). *Energie et performance physique et sportive*. Paris: Armand Colin.
- Bruijn, S. M., Meijer, O. G., van Dieën, J. H., Kingma, I., & Lamoth, C. J. C. (2008). Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: The organisation of total body angular momentum. *Gait & Posture*, 27, 455-462.
- Buchanan, J. J., & Kelso, J. A. S. (1993). Posturally induced transitions in rhythmic multijoint limb movements. *Experimental Brain Research*, 94, 131-142.
- Bullock-Saxton, J. E., Janda, V., & Bullock, M. I. (1994). The influence of ankle sprain injury on muscle activation during hip extension. *International Journal of Sports Medicine*, 15(6), 330-334.
- Burgess-Limerick, R., Abernethy, B., & Neal, R. J. (1993). Relative phase quantifies interjoint coordination. *Journal of Biomechanics*, 26(1), 91-94.
- Butler, R. J., Crowell III, H. P., & McClay Davis, I. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*, 18(6), 511 - 517.
- Byblow, W. D., Carson, R. G., & Goodman, D. (1994). Expressions of asymmetries and anchoring in bimanual coordination. *Human Movement Science*, 13, 3-28.
- Byrne, J. E., Stergiou, N., Blanke, D., Houser, J. J., Kurz, M. J., & Hageman, P. A. (2002). Comparison of gait patterns between young and elderly women: an examination of coordination. *Perceptual & Motor Skills*, 94(1), 265-280.
- Camazine, S., Deneubourg, J.-L., Franks, N. R., Sneyd, J., Theraulaz, G., & Bonabeau, E. (2001). *Self-organization in biological systems*. Princeton and Oxford: Princeton University Press.
- Carson, R. G., Goodman, D., Kelso, J. A. S., & Elliot, D. (1995). Phase transitions and critical fluctuations in rhythmic coordination of ipsilateral hand and foot. *Journal Of Motor Behavior*, 27, 211-224.
- Carson, R. G., & Riek, S. (1998). The influence of joint position on the dynamics of perception-action coupling. *Experimental Brain Research*, 121, 103-114.
- Cavagna, G. A., Franzetti, P., & Fuchimoto, T. (1983). The mechanics of walking in children. *Journal of Physiology*, 343, 323-339.
- Centomo, H., Amarantini, D., Martin, L., & Prince, F. (2007). Muscle adaptation patterns of children with a trans-tibial amputation during walking. *Clinical Biomechanics*, 22(4), 457-463.
- Clarac, F. (2008). Some historical reflections on the neural control of locomotion. *Brain Research Reviews*, 57, 13 - 21.
- Clark, J. E., & Phillips, S. J. (1993). A longitudinal study of intralimb coordination in the first year of independent walking: a dynamical systems analysis. *Child Development*, 64(4), 1143-1157.
- Collins, S. H., Adamczyk, P. G., & Kuo, A. D. (2009). Dynamic arm swinging in human walking. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 276, 3679-3688.
- Court, M. L. J., Bennett, S. J., Williams, A. M., & Davids, K. (2002). Local stability in coordinated rhythmic movements: Fluctuations and relaxation times. *Human Movement Science*, 21, 39-60.
- Dagognet, F. (1987). *Etienne-Jules Marey - La passion de la trace*. Paris: Hazan.
- Davis, R. B., & DeLuca, P. A. (1996). Gait characterization via dynamic joint stiffness. *Gait & Posture*, 4, 224-231.
- De Leo, A. T., Dierks, T. A., Ferber, R., & Davis, I. S. (2004). Lower extremity joint coupling during running : a current update. *Clinical Biomechanics*, 19(10), 983-991.

- Demenÿ, G. (1924/1993). *Mécanisme et éducation des mouvements*. Paris: Felix Alcan (Rééd. Ed. EPS).
- Diedrich, F. J., & Warren Jr, W. H. (1995). Why change gaits ? Dynamics of the walk-run transition. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 21(1), 183-202.
- Dierks, T. A., & Davis, I. (2007). Discrete and continuous joint coupling relationships in uninjured recreational runners. *Clinical Biomechanics*, 22(5), 581-591.
- Dietz, V. (2002). Do human bipeds use quadrupedal coordination ? *Trends in Neurosciences*, 25(9), 462-467.
- Dietz, V., Fouad, K., & Bastiaanse, C. M. (2001). Neuronal coordination of arm and leg movements during human locomotion. *European Journal of Neuroscience*, 14, 1906-1914.
- Dodge, Y. (2008). *Premiers pas en statistiques*. Paris: Springer.
- Donker, S. F., & Beek, P. J. (2002). Interlimb coordination in prosthetic walking: Effects of asymmetry and walking velocity. *Acta Psychologica*, 110(2-3), 265-288.
- Donker, S. F., Beek, P. J., Wagenaar, R. C., & Mulder, T. (2001). Coordination between arm and leg movements during locomotion. *Journal of Motor Behavior*, 33(1), 86-102.
- Edwards, W. T. (2007). Effect of joint stiffness on standing stability. *Gait & Posture*, 25, 432-439.
- Elftman, H. (1938). The measurement of the external force in walking. *Science*, 88, 152 - 153.
- Elftman, H. (1939). The function of the arms during walking. *Human Biology*(11), 529-535.
- Elftman, H. (1951). The basic pattern of human locomotion. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 51(Human Engineering), 1207-1212.
- Eston, R. G., Mickleborough, J., & Baltzopoulos, V. (1995). Eccentric activation and muscle damage: biomechanical and physiological considerations during downhill running. *British Journal of Sports Medicine*, 29(2), 89-94.
- Fechner, G. T. (1860). *Element der Psychophysik*. Leipzig: Breitkopf and Härtel.
- Fernandez Ballesteros, M. L., Buchthal, F., & Rosenfalck, P. (1965). The pattern of muscular activity during the arm swing of natural walking. *Acta Physiologica Scandinavica*, 63(3), 296-310.
- Fink, P. W., Kelso, J. A. S., Jirsa, V. K., & de Guzman, G. (2000). Recruitment of Degrees of Freedom Stabilizes Coordination. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, 26(2), 671-692.
- Fitts, P. M. (1954). The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*, 47(6), 381-391.
- Freedland, R. L., & Bertenthal, B. I. (1994). Developmental changes in interlimb coordination: Transition to hands-and-knees crawling. *Psychological Science*, 5(1), 26-32.
- Freeman, M. A. R., Dean, M. R. E., & Hanham, I. W. F. (1965). The etiology and prevention of functional instability of the foot. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, 47-B(4), 678-685.
- Gage, J. R., Schwartz, M. H., Koop, S. E., & Novacheck, T. F. (2009). *The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy*. London: Mac Keith Press.

- Garrick, J. G. (1977). The frequency of injury, mechanism of injury, and epidemiology of ankle sprains. *American Journal of Sports Medicine*, 5(6), 241-242.
- Granata, K. P., Padua, D. A., & Wilson, S. E. (2001). Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12, 127-135.
- Griffin, T., & Kram, R. (2000). Penguin waddling is not wasteful. *Nature*, 408(6815), 929.
- Grimshaw, P. N., Marques-Bruna, P., Salo, A., & Messenger, N. (1998). The 3-dimensional kinematics of the walking gait cycle of children aged between 10 and 24 months: cross sectional and repeated measures. *Gait & Posture*, 7(1), 7-15.
- Grimston, S. K., Ensberg, J. R., Kloiber, R., & Hanley, D. A. (1991). Bone mass, external loads, and stress fractures in female runners. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7, 293-302.
- Gutnik, B., Mackie, H., Hudson, G., & Standen, C. (2005). How close to a pendulum is human upper limb movement during walking? *HOMO - Journal of Comparative Human Biology*, 56(1), 35-49.
- Haddad, J. M., van Emmerik, R. E. A., Whittlesey, S. N., & Hamill, J. (2006). Adaptations in interlimb and intralimb coordination to asymmetrical loading in human walking. *Gait & Posture*, 23, 429-434.
- Haken, H. (1977). *Synergetics - An introduction: Non-equilibrium phase transitions and self-organization in physics, chemistry and biology*. New York: Springer-Verlag.
- Haken, H. (1983). *Synergetics - An introduction: Non-equilibrium phase transitions and self-organization in physics, chemistry and biology*. New York: Springer-Verlag.
- Haken, H., Kelso, J. A., & Bunz, H. (1985). A theoretical model of phase transitions in human hand movements. *Biological Cybernetics* 51(5), 347-356.
- Hallems, A., Aerts, P., Otten, B., Deyn, P. P. D., & Clercq, D. D. (2004). Mechanical energy in toddler gait. A trade-off between economy and stability? *Journal of Experimental Biology*, 207, 2417-2431.
- Hamill, J., Haddad, J. M., & McDermott, W. J. (2000). Issues in quantifying variability from a dynamical systems perspective. *Journal of Applied Biomechanics*, 16, 407-418.
- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2009). *Biomechanical basis of human movement* (3rd ed.): Lippincott Williams & Wilkins.
- Hamill, J., van Emmerick, R. E. A., Heiderscheit, B. C., & Li, L. (1999). A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clinical Biomechanics*, 14(5), 297-308.
- Hennig, E. M., & Lafortune, M. A. (1991). Relationships between ground reaction force and tibial bone acceleration parameters. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7, 303-309.
- Herr, H., & Popovic, M. (2008). Angular momentum in human walking. *Journal of Experimental Biology*, 211, 467-481.
- Heuer, H., & Klein, W. (1999). Structural constraints on the coordination of concurrent rotations of the head and a steering device. *Motor Control*, 3, 39-66.
- Hick, W. E. (1952). On the rate of gain of information. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 4, 11-26.
- Hinrichs, R. (1987). Upper extremity function in running. II. Angular momentum considerations. *International Journal of Sport Biomechanics*(3), 242-263.

- Hippocrate. (-400/2001) *Oeuvres complètes d'Hippocrate (Trad. E. Littré)* (Vol. IV, pp. 52-229): Elibron Classics.
- Hoyt, D. F., & Taylor, C. R. (1981). Gait and the energetics of locomotion in horses. *Nature*, 292, 239-240.
- Hreljac, A. (2004). Impact and Overuse Injuries in Runners. *Medicine and Science of Sports Exercise*, 36(5), 845-849.
- Hreljac, A., Marshall, R. N., & Hume, P. A. (2000). Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(9), 1635-1641.
- Huang, Y., Meijer, O. G., Lin, J., Bruijn, S. M., Wu, W., Lin, X., et al. (2010). The effects of stride length and stride frequency on trunk coordination in human walking. *Gait & Posture*, 31(4), 444-449.
- Hwang, I. S., & Abraham, L. D. (2001a). Quantitative EMG analysis to investigate synergistic coactivation of ankle and knee muscles during isokinetic ankle movement. Part 1: time amplitude analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 11(5), 319-325.
- Hwang, I. S., & Abraham, L. D. (2001b). Quantitative EMG analysis to investigate synergistic coactivation of ankle and knee muscles during isokinetic ankle movement. Part 2: time frequency analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 11(5), 327-335.
- Hyman, R. (1953). Stimulus information as a determinant of reaction time. *Journal of Experimental Psychology*, 45, 188-196.
- Jeka, J. J., & Kelso, J. A. S. (1989). The dynamic pattern approach to coordinated behavior: a tutorial review. In S. A. Wallace (Ed.), *Perspectives on the Coordination of Movement* (pp. 3-43). Amsterdam: Elsevier Science
- Jeka, J. J., & Kelso, J. A. S. (1995). Manipulating Symmetry in the Coordination Dynamics of Human Movement. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 21(2), 360-374.
- Joris, H. J., van Muyen, A. J., van Ingen Schenau, G. J., & Kemper, H. C. (1985). Force, velocity and energy flow during the overarm throw in female handball players. *Journal of Biomechanics*, 18(6), 409-414.
- Jouffroy, F.-K., Ishida, H., & Jungers, W. L. (1983). Primate locomotor systems: Homage to Giovanni A. Borelli *Annales des Sciences Naturelles, Zoologie* (Vol. 13). Paris: Masson.
- Keele, S. W. (1968). Movement control in skilled motor performance. *Psychological Bulletin*, 70(6), 387-403.
- Kelso, J. A. S. (1981). On the oscillatory basis of movement. *Bulletin of the Psychonomic Society*, 18, 63.
- Kelso, J. A. S. (1984). Phase transitions and critical behavior in human bimanual coordination. *American Journal of Physiology: Regulatory, Integrative, and Comparative Physiology*, 15, R1000-R1004.
- Kelso, J. A. S. (1995). *Dynamic patterns : the self-organization of brain and behavior*. Cambridge (Ma): Massachusetts Institute of Technology.
- Kelso, J. A. S., Buchanan, J. J., & Wallace, S. A. (1991). Order parameters for the neural organization of single, multijoint limb movement patterns. *Experimental Brain Research*, 85, 432-444.
- Kelso, J. A. S., & Jeka, J. J. (1992). Symmetry breaking dynamics of human multilimb coordination. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 18(3), 645-668.

- Kelso, J. A. S., Southard, D. L., & Goodman, D. (1979). On the nature of human interlimb coordination. *Science*, 203, 1029-1031.
- Kiröläinen, H., Belli, A., & Komi, P. V. (2001). Biomechanical factors affecting running economy. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(8), 1330-1337.
- Konradsen, L., & Voigt, M. (2002). Inversion injury biomechanics in functional ankle instability: a cadaver study of simulated gait. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 12(6), 329-336.
- Kugler, P. N., Kelso, J. A. S., & Turvey, M. T. (1980). On the concept of coordinative structures as dissipative structures: I. Theoretical lines of convergence. In G. E. Stelmach & R. Requin (Eds.), *Tutorials in Motor Behavior* (pp. 3-47). Amsterdam: North-Holland.
- Kurz, M. J., Scott-Pandorf, M., Arellano, C., Olsen, D., & Whitaker, G. (2008). The penguin waddling gait pattern has a more consistent step width than step length. *Journal of Theoretical Biology*, 252(2), 272-276.
- Kurz, M. J., & Stergiou, N. (2002). Effect of normalization and phase angle calculations on continuous relative phase. *Journal of Biomechanics*, 35(3), 369-374.
- Lagarde, J., Peham, C., Licka, T., & Kelso, J. A. S. (2005). Coordination Dynamics of the Horse~Rider System. *Journal of Motor Behavior*, 37(6), 418-424.
- Lamoth, C. J. C., Meijer, O. G., Wuisman, P. I. J. M., van Dieën, J. H., Levin, M. F., & Beek, P. J. (2002). Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *SPINE*, 27(4), E92-E99.
- Latash, M. L. (2008). *Synergy*. New York: Oxford University Press.
- Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (1993). Joint stiffness: Myth or reality? *Human Movement Science*, 12, 653-692.
- Lavigne, A., & Noviel, D. (1981). *Traité de la semelle orthopédique et autres orthèses plantaires* (2ème ed.). Paris: SCERDES.
- Leanderson, J., Wykman, A., & Eriksson, E. (1993). Ankle sprain and postural sway in basketball players. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 1, 203-205.
- Ledebt, A. (2000). Changes in arm posture during the early acquisition of walking. *Infant Behavior and Development*, 23(1), 79-89.
- Leroi-Gourhan, A. (1964). *Le geste et la parole* (Vol. 1. Technique et langage). Paris: Albin-Michel.
- Leroi-Gourhan, A. (1986). *Le Fil du temps. Ethnologie et préhistoire*. Paris: Seuil.
- Li, L., Van den Bogert, E. C., & Caldwell, G. E. (1999). Coordination patterns of walking and running at similar speed and stride frequency. *Human Movement Science*, 18, 67-85.
- Li, Y., Wang, C., Crompton, R. H., & Gunther, M. M. (2001). Free vertical moments and transverse forces in human walking and their role in relation to armswing. *Journal of Experimental Biology*, 204, 47-58.
- Malthête, J. (2003). Repères pour une histoire administrative de la Station physiologique, de l'Institut Marey et de l'Association de l'Institut Marey. *Images, science, mouvement. Autour de Marey*. (pp. 111 - 136). Paris: L'Harmattan.
- Marey, E.-J. (1894/2002). *Le Mouvement*. Paris: Masson (Rééd. Editions Jacqueline Chambon).
- Marey, E. J. (1867). *Du mouvement dans les fonctions de la vie*. Paris: G. Baillière & fils (Rééd. Elibron Classics).
- Marey, J. E. (1873/1993). *La machine animale*. Paris: Germer Baillière (Rééd. Ed. EPS).

- Marks, W. D., Allen, H., & Dercum, F. X. (1888). *Animal Locomotion. The Muybridge work at the University of Pennsylvania*. Philadelphia: J. B. Lippincott Company.
- McCollum, G., Holroyd, C., & Castelfranco, A. M. (1995). Forms of early walking. *Journal of Theoretical Biology*, 176(3), 373-390.
- McGarry, T., Anderson, D., Wallace, S., Hughes, M., & Franks, I. M. (2002). Sport competition as a dynamical self-organizing system. *Journal of Sports Sciences*, 20(10), 771 - 781.
- McKay, G. D., Goldie, P. A., Payne, W. R., & Oakes, B. W. (2001). Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *British Journal of Sports Medicine*, 35(2), 103-108.
- Medved, V. (2001). *Measurement of human locomotion*. Boca Raton: CRC.
- Munro, C. F., Miller, D. I., & Fuglevand, A. J. (1987). Ground reaction forces in running: A reexamination. *Journal of Biomechanics*, 20(2), 147-155.
- Nawoczenski, D. A., Saltzman, C. L., & Cook, T. M. (1998). The effect of foot structure on the threedimensional kinematic coupling behavior of the leg and rear foot. *Physical Therapy*, 78(4), 404-416.
- Nester, C. J., van der Linden, M. L., & Bowker, P. (2003). Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait and Posture*, 17, 180-187.
- Newell, K. M., & Slifkin, A. B. (1998). The nature of movement variability. In J. P. Piek (Ed.), *Motor behavior and human skill-A multidisciplinary approach* (pp. 143-160). Champaign: Human Kinetics.
- Nicolis, G., & Prigogine, I. (1989). *Exploring complexity: An introduction*. New York: Freeman.
- Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. [Review Paper]. *Gait & Posture*, 7, 77-95.
- Palut, Y., & Zanone, P.-G. (2005). A dynamical analysis of tennis: Concepts and data. *Journal of Sports Sciences*, 23(10), 1021 - 1032.
- Park, H., Collins, D. R., & Turvey, M. T. (2001). Dissociation of muscular and spatial constraints on patterns of interlimb coordination. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 27(1), 32-47.
- Perry, J., & Burnfield, J. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function* (2nd ed.). Thorofare (NJ): SLACK Incorporated.
- Philippson, M. (1905). L'autonomie et la centralisation dans le système nerveux des animaux. *Travaux du Laboratoire de Physiologie, Institut Solvay (Bruxelles)*, 7, 1-208.
- Piasenta, J. (1988). *L'éducation athlétique*. Paris: Collection Entraînement - INSEP.
- Pikovsky, A., Rosenblum, M., & Kurths, J. (2001). *Synchronization: a universal concept in nonlinear sciences*. Cambridge: Cambridge University Press.
- Pociello, C. (1999). *La science en mouvement*. Paris: Presses Universitaires de France.
- Pontzer, H., Holloway, J. H., Raichlen, D. A., & Lieberman, D. E. (2009). Control and function of arm swing in human walking and running. *Journal of Experimental Biology*, 212(6), 523-534.
- Pozzo, T. (2003). La chronophotographie scientifique : aux origines du spectacle du monde vivant. *Images, science, mouvement. Autour de Marey*. (pp. 11-28). Paris: L'Harmattan.
- Prigogine, I., & Stengers, I. (2009). *Entre le temps et l'éternité* Paris: Flammarion.
- Purves, D., Augustine, G. J., Fitzpatrick, D., Hall, W. C., LaMantia, A.-S., McNamara, J. O., et al. (2005). *Neurosciences*. Bruxelles: De Boeck.
- Rabinovich, M. I., Ezersky, A. B., & Weidman, P. D. (2000). *The dynamics of patterns*. Singapore: World Scientific.

- Rifaii Sarraj, A. (2006). Que reste-t-il de la méthode Bobath ? *Kinésithérapie, la revue*, 6(56-57), 63-67.
- Salesse, R., Temprado, J. J., & Swinnen, S. P. (2005). Interaction of neuromuscular, spatial and visual constraints on hand-foot coordination dynamics. *Human Movement Science*, 24, 66-80.
- Santello, M. (2005). Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait & Posture*, 21(1), 85-94.
- Saunders, J. B., Inman, V. T., & Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 35, 543 - 558.
- Schmidt, R. A. (1975). A schema theory of discrete motor skill learning. *Psychological Review*, 82, 225-260.
- Scholz, J. P., & Kelso, J. A. (1989). A quantitative approach to understanding the formation and change of coordinated movement patterns. *Journal of Motor Behavior*, 21(2), 122-144.
- Schöner, G., & Kelso, J. A. S. (1988). Dynamic pattern generation in behavioral and neural systems. *Science*, 239(4847), 1513-1520.
- Sentija, D., & Markovic, G. (2009). The relationship between gait transition speed and the aerobic thresholds for walking and running. *International Journal of Sports Medicine*, 30, 795-801.
- Seyfarth, A., Geyer, H., Gunther, M., & Blickhan, R. A. (2002). A movement criterion for running. *Journal of Biomechanics*, 35, 649-655.
- Shapiro, D. C., Zernicke, R. F., Gregor, R. J., & Diestel, J. D. (1981). Evidence for generalized motor programs using gait pattern analysis. *Journal of Motor Behavior*, 13(1), 33-47.
- Shapiro, M. S., Kabo, J. M., Mitchell, P. W., Loren, G., & Tsenter, M. (1994). Ankle sprain prophylaxis: an analysis of the stabilizing effects of braces and tape. *American Journal of Sports Medicine*, 22(1), 78-82.
- Sherrington, C. S. (1906/2010). *The Integrative Action of the Nervous System*. New Haven: Yale University (Réed. : BiblioBazaar, LLC).
- St-Onge, N., & Feldman, A. G. (2003). Interjoint coordination in lower limbs during different movements in humans. *Experimental Brain Research*, 148(2), 139-149.
- Stacoff, A., Kramers-de Quervain, I., Dettwyler, M., Wolf, P., List, R., Ukelo, T., et al. (2007). Biomechanical effects of foot orthoses during walking. *The Foot*, 17, 143-153.
- Stacoff, A., Reinschmidt, C., Nigg, B. M., van den Bogert, A. J., Lundberg, A., Denoth, J., et al. (2000). Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clinical Biomechanics*, 15, 54-64.
- Stergiou, N., Bates, B. T., & James, S. L. (1999). Asynchrony between subtalar and knee joint function during running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31(11), 1645-1655.
- Stergiou, N., Jensen, J. L., Bates, B. T., Scholten, S. D., & Tzetzis, G. (2001). A dynamical systems investigation of lower extremity coordination during running over obstacles. *Clinical Biomechanics*, 16(3), 213-221.
- Swinnen, S. P., Jardin, J., Meulenbroek, R., Dounskaia, N., & Hofkens-Van Den Brandt, M. (1997). Egocentric and allocentric constraints in the expression of patterns of interlimb coordination. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 9(3), 348-377.
- Swinnen, S. P., Jardin, K., Verschueren, S., Meulenbroek, R., Franz, L., Dounskaia, N., et al. (1998). Exploring interlimb constraints during bimanual graphic

- performance: effects of muscle grouping and direction. *Behavioural Brain Research*, 90, 79-87.
- Tait, J. H., & Rose, G. K. (1979). The real time video vector display of ground reaction forces during ambulation. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 3(5), 552-555.
- Taub, E., & Berman, A. J. (1968). Movement and learning in the absence of sensory feedback. In S. J. Freedman (Ed.), *The Neuropsychology of Spatially Oriented Behavior* (pp. 173-192): Dorsey Press, Homewood.
- Temprado, J.-J., Della-Graza, M., Farrell, M., & Laurent, M. (1997). A novice-expert comparison of (intra-limb) coordination subserving the volleyball serve. *Human Movement Science*, 16(5), 653-676.
- Temprado, J.-J., Zanone, P. G., Monno, A., & Laurent, M. (1999). Attentional load associated with performing and stabilizing preferred bimanual patterns. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception Performance*, 25, 1579-1594.
- Temprado, J. J., Swinnen, S. P., Carson, R. G., Tourment, A., & Laurent, M. (2003). Interaction of directional, neuromuscular and egocentric constraints on the stability of preferred bimanual coordination patterns. *Human Movement Science*, 22, 339-363.
- Tuller, B., Turvey, M. T., & Fitch, H. L. (1982). The Bernstein perspective II: The concept of muscle linkage or coordinative structure. In J. A. S. Kelso (Ed.), *Human motor behavior: An introduction*. Hillsdale, New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates.
- Turing, A., & Girard, J.-Y. (2000). *La machine de Turing* (2nde ed.). Paris: Éditions du Seuil.
- Turvey, M. T. (1990). Coordination. *American Psychologist*, 45(8), 938-953.
- Umberger, B. R. (2008). Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *Journal of Biomechanics*, 41(11), 2575-2580.
- Usherwood, J. R., Szymanek, K. L., & Daley, M. A. (2008). Compass gait mechanics account for top walking speeds in ducks and humans. *Journal of Experimental Biology* 211, 3744-3749.
- Vaal, J., Van Soest, A. J., & Hopkins, B. (1995). Modelling the early development of bipedal locomotion: A multidisciplinary approach. *Human Movement Science*, 14(4-5), 609-636.
- Van Emmerik, R. E. A., Wagenaar, R. C., Winogrodzka, A., & Wolters, E. C. (1999). Identification of axial rigidity during locomotion in Parkinson disease. *Archive of Physical Medicine Rehabilitation*, 80, 186-191.
- Van Emmerik, R. E., Wagenaar, R. C., & Van Wegen, E. E. (1998). Interlimb coupling patterns in human locomotion : are we bipeds or quadrupeds ? *Annals New York Academy of Sciences*, 860, 539-542.
- Van Emmerik, R. E. A., & Van Wegen, E. E. H. (2000). On Variability and Stability in Human Movement. *Journal of Applied Biomechanics*, 16, 394-406.
- van Emmerik, R. E. A., & Wagenaar, R. C. (1996). Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1175-1184.
- Vereijken, B., Whiting, H. T. A., & Beek, W. J. (1992). A dynamical systems approach to skill acquisition. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 45, 323-344.
- Verleysen, J. (1982). *Précis de Podologie* (9ème ed.). Paris: Maloine.

- Villard, S., Casties, J.-F., & Mottet, D. (2005). Dynamic stability of locomotor respiratory coupling during cycling in humans. *Neuroscience Letters*, 383(3), 333-338.
- von Holst, E. (1973). *The behavioural physiology of animals and man*. London: Methuen & Co Ltd.
- Wagenaar, R. C., & Beek, W. J. (1992). Hemiplegic gait: A kinematic analysis using walking speed as a basis. *Journal of Biomechanics*, 25(9), 1007-1015.
- Wagenaar, R. C., & van Emmerick, R. E. A. (1996). Dynamics of movement disorders. *Human Movement Science*, 15, 161-175.
- Wagenaar, R. C., & van Emmerik, R. E. A. (1994). Dynamics of pathological gait. *Human Movement Science*, 13, 441-471.
- Wagenaar, R. C., & van Emmerik, R. E. A. (2000). Resonant frequencies of arms and legs identify different walking patterns. *Journal of Biomechanics*, 33(7), 853-861.
- Wall, J. C., & Charteris, J. (1980). The process of habituation to treadmill walking at different velocities. *Ergonomics*, 23(5), 425-435.
- Webb, D., R.H.Tuttle, & Baksh, M. (1994). Pendular activity of human upper limbs during slow and normal walking. *American Journal of Physical Anthropology* (93), 477-489.
- Wheat, J. S., & Glazier, P. S. (2006). Measuring coordination and variability in coordination. In K. Davids, S. Bennett & K. Newell (Eds.), *Movement System Variability* (pp. 167-181). Champaign (IL): Human Kinetics.
- Whitall, J., & Caldwell, G. E. (1992). Coordination of symmetrical and asymmetrical human gait. *Journal of Motor Behavior*, 24, 339-353.
- Wiener, N. (1961). *Cybernetics or control and communication in the animal* (2nd Revised ed.): MIT Press.
- Williams, D. S., 3rd, Davis, I. M., Scholz, J. P., Hamill, J., & Buchanan, T. S. (2004). High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. *Gait & Posture*, 19(3), 263-269.
- Williams, D. S., 3rd, McClay, I. S., & Hamill, J. (2001). Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical Biomechanics*, 16(4), 341-347.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193-214.
- Winter, D. A. (2005). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (3rd ed.). Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons.
- Wright, I. C., Neptune, R. R., van den Bogert, A. J., & Nigg, B. M. (2000). The influence of foot positioning on ankle sprains. *Journal of Biomechanics*, 33(5), 513-519.
- Wu, W., Meijer, O. G., Lamoth, C. J. C., Uegaki, K., van Dieën, J. H., Wuisman, P. I. J. M., et al. (2004). Gait coordination in pregnancy: transverse pelvic and thoracic rotations and their relative phase. *Clinical Biomechanics*, 19, 480-488.
- Zanone, P. G. (1999). Une approche écologique-dynamique de la coordination. In J.-M. Albaret & R. Soppelsa (Eds.), *Précis de rééducation de la motricité manuelle*. Marseille: Solal.
- Zanone, P. G., & Kelso, J. A. S. (1992). Evolution of Behavioral Attractors With Learning: Nonequilibrium Phase Transitions. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 18(2), 403-421.
- Zanone, P. G., Monno, A., Temprado, J. J., & Laurent, M. (2001). Shared dynamics of attentional cost and pattern stability in motor performance. *Human Movement Science*, 20, 765-789.

Auteur : Philippe Dedieu

Titre : Dynamique de coordination chez l'homme. De la coordination intra-membre à la coordination inter-membres

Directeur de thèse : Pier-Giorgio Zanone

Résumé : La locomotion, comme tous les mouvements humains, implique l'organisation et le contrôle de l'ensemble des composantes du corps. Ce travail de thèse s'intéresse à la dynamique de coordination chez l'homme, qu'elle soit entre les articulations d'un même membre ou entre les articulations de membres différents. La première partie s'intéresse à la coordination intra-membre et aux effets de l'apprentissage ou d'antécédents traumatiques légers sur la dynamique de coordination. Les résultats mettent en évidence une stabilité importante de cette coordination avec des ajustements modérés liés aux modifications de contraintes par l'expertise lors de la course ou par les conséquences de lésions articulaires modérées. La seconde partie aborde la coordination entre les ceintures pelvienne et scapulaire lors de la locomotion et les effets de l'absence de participation des bras et de changement d'allure de déplacement. Les résultats montrent une grande flexibilité de cette coordination avec un basculement d'une coordination en anti-phase (considérée comme mature) vers une coordination en-phase en l'absence de participation des bras à la marche ou à la course. D'autre part, le passage de la marche à la course induit un renforcement de la coordination entre les ceintures avec une phase relative se rapprochant des valeurs canoniques. Enfin, la présence de patron en-phase dans la condition la plus spontanée de déplacement (marche avec balancement des bras) semble indiquer la possible bimodalité de cette coordination. La troisième partie aborde la coordination entre les quatre membres deux à deux et les conséquences des effets liés à la gravitation en fonction de la position des segments corporels. Si les principes directionnel et musculaire sont vérifiés lorsque les groupes musculaires agonistes sont sollicités en priorité, ils ne peuvent expliquer l'absence de patron de coordination préférentiel lorsque les membres sont soumis de façon symétrique aux effets gravitationnels. La précision et la stabilité des patrons de coordinations apparaissent identiques voire améliorées lorsque les muscles agonistes et antagonistes sont sollicités de façon symétrique. Nous avons ainsi montré que la coordination intra-membre apparaissait comme étant très stable au point que sous l'effet de contraintes elle ne changeait pas de patron de coordination. En revanche, la coordination inter-membre, en particulier entre les ceintures pelvienne et scapulaire, apparaît beaucoup plus flexible permettant une meilleure adaptation aux modifications de contraintes.

Mots clés : Locomotion ; Théorie des patrons dynamiques ; Coordination motrice ; Coordination inter-ceintures

Abstract: Locomotion, as every human movement, implies an organization and the control of all the body limbs. The aim of the present thesis is to study human intralimb and interlimb coordination. Intralimb coordination is first studied through the effects of learning and through of previous moderate joint traumas. Results show that coordinative stability is maintained through moderate adjustments in the dynamic of coordination. Intergirdle coordination while walking and running with or without arm oscillation is then studied. Results show coordinative flexibility with possible transition from anti-phase coordination (considered as mature) to in-phase coordination when the arms are interlocked over the chest. Moreover, change of gait pattern (from walking to running) entails more canonical values for relative phase. Surprisingly, the presence of in-phase patterns in the most usual anti-phase coordination suggests a bimodality of coordination. Finally, interlimb coordination between the four limbs studied by pairs is studied, particularly the consequences of gravitational forces on the interlimb coordination. If both directional and muscular principles are confirmed in a usual condition when most work is accomplished by anti-gravitational muscular groups, they cannot explain the lack of preferential pattern when ant- and agonist muscles are involved in a fairly symmetric fashion. In this situation, coordination patterns are more accurate and stable. Intralimb coordination seems to be stable despite modifications in the constraints whereas interlimb coordination is more flexible, particularly intergirdle coordination, a prerequisite for better adaptation.

Mots clés : Locomotion ; Dynamic pattern theory ; Motor coordination ; Intergirdle coordination